

Visualisation en temps réel du disque intervertébral lors de fractures vertébrales à haute énergie

par

Hugo LAURENT

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE LA MAÎTRISE
AVEC MÉMOIRE EN GÉNIE TECHNOLOGIE DE LA SANTÉ
M. Sc. A.

MONTREAL, LE 21 JUILLET 2017

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

©Tous droits réservés, Hugo Laurent, 2017

©Tous droits réservés

Cette licence signifie qu'il est interdit de reproduire, d'enregistrer ou de diffuser en tout ou en partie, le présent document. Le lecteur qui désire imprimer ou conserver sur un autre media une partie importante de ce document, doit obligatoirement en demander l'autorisation à l'auteur.

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Yvan Petit, directeur de mémoire
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Eric Wagnac, codirecteur de mémoire
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

Mme Françoise Marchand, président du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Pierre-Jean Arnoux, membre du jury
Laboratoire de Biomécanique Appliquée à l'Université d'Aix-Marseille

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 19 JUIN 2017

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Je remercie tout d'abord Yvan et Eric pour m'avoir accepté dans votre équipe de recherche pour cette maîtrise et pour m'avoir proposé un sujet aussi exigeant et intéressant. Vos connaissances et vos conseils m'ont beaucoup apporté tout au long de cette maîtrise.

Je souhaite remercier, ensuite, toute l'équipe du laboratoire pour la gentillesse et la sympathie que vous avez eu à mon égard malgré mon accent français. J'ai une pensée particulière à toutes ces parties de tarots qui ont égayé nos pauses déjeuners. Ce fût un réel plaisir de travailler à vos côtés pendant ces 2 deux années.

Un remerciement spécial à Yann pour tout le temps que tu as pris pour répondre à mes questions au jour le jour.

Je souhaite remercier également toute la bande de copains de Montréal grâce à qui j'ai passé d'excellents moments en dehors des heures de travail. Vous avez rendu mon expérience québécoise inoubliable.

Merci beaucoup à ma famille pour leurs encouragements et leur compréhension dans tous mes projets. Être si loin de vous pendant tout ce temps aura été bien plus difficile que je ne l'imaginais au début.

Enfin un grand merci à toi Mariona, pour ton soutien de tous les instants malgré l'océan qui nous sépare.

VISUALISATION EN TEMPS RÉEL DU DISQUE INTERVERTÉBRAL LORS DE FRACTURES VERTÉBRALES À HAUTE ÉNERGIE

Hugo LAURENT

RÉSUMÉ

Les blessures médullaires traumatiques causées par des fractures vertébrales peuvent avoir des conséquences neurologiques extrêmement graves sur la qualité de vie des patients. Ces traumatismes sont causés par des chargements à haute énergie. Or les fractures vertébrales suscitent de nombreuses interrogations à propos de leurs pathomécanismes et de leur instabilité, car elles sont complexes et apparaissent extrêmement rapidement.

De nombreuses études publiées ont essayé d'étudier ces pathomécanismes, mais il n'existe pas de consensus final et les argumentations manquent de preuves concrètes. Plusieurs des hypothèses font intervenir le disque intervertébral et l'action du nucleus pulposus comme facteur potentiellement critique.

L'objectif principal de ce mémoire est de développer et évaluer le potentiel de la cinéradiographie à haute vitesse pour visualiser les vertèbres et les composants des disques intervertébraux comme le nucleus pulposus pendant la modélisation expérimentale de fractures vertébrales à haute énergie. Dans le but d'atteindre ces objectifs, des injections d'une quantité minimale d'agent de contraste radio opaque liquide dans des disques intervertébraux porcins sont évaluées. La visualisation de l'intégralité du nucleus pulposus et l'impact des injections sur la pression intradiscale sont étudiées. De plus, des cinéradiographies à haute vitesse de fractures vertébrales en compression sont présentées et commentées.

L'injection dans un disque intervertébral porcine de 0,15 mL d'agent de contraste liquide suivie d'une période de diffusion de 24 heures semble être le meilleur compromis entre visualisation totale du nucleus pulposus et impact minimal sur la pression intradiscale. La cinéradiographie à haute vitesse montre un grand potentiel pour l'étude des fractures vertébrales à haute énergie. Elle permet une vue directe de la propagation de la fracture et de l'ordre de rupture des différents éléments. La visualisation du nucleus pulposus amène de nouvelles preuves sur son implication dans les fractures vertébrales à haute énergie.

Les bénéfices envisagés à long terme de la méthode proposée sont le développement de la compréhension dynamique des patrons de fractures vertébrales à haute énergie, de modèles numériques prédictifs et de nouvelles techniques de traitements plus efficaces et moins contraignantes pour les patients.

Mots-clés: Fracture vertébrale; Cinéradiographie à haute vitesse; Modélisation expérimentale; Colonne vertébrale; Disque intervertébral

REAL-TIME VIZUALISATION OF INTERVERTEBRAL DISC DURING HIGH-ENERGY VERTEBRAL FRACTURES

Hugo LAURENT

ABSTRACT

Spinal cord injuries due to spinal fractures can have very severe neurological consequences for the quality of life of the patients. These traumatismes are induced by high energy loadings. Therefore, Spinal fractures are complex, they occur very quickly, and their pathomechanisms and the instability of the spine caused by such fractures are poorly understood.

Many published research studies have tried to investigate these pathomechanisms but there isn't any final consensus and there is a lack of real evidences in their argumentations. Several of the assumptions involve the intervertebral disc and the action of its core, the nucleus pulposus, as a potential critical factor.

The main objective of this report is to develop and to evaluate the potential of high speed cineradiography in order to visualize the vertebrae and discs components such as the nucleus pulposus during experimental modeling of high energy spinal fractures. In order to reach the objectives, injections of a minimum quantity of liquid radiopaque contrast agent in porcine intervertebral disks are investigated. Visualization of the nucleus pulposus and the impact of the injections on intradiscal pressure are studied. Furthermore, high speed cineradiographs of spinal compression fractures are presented and commented.

The injection in porcine intervertebral disk of 0,15 mL of liquid contrast agent followed by a 24 hours spread period appears from the results to be the best compromise between visualization of the entire nucleus pulposus and minimum impact on the intradiscal pressure. The high speed cineradiography shows a great potential for the studies of high energy spinal fractures, as it allows a dynamic view on the fractures' propagation and on the order of failure of the different elements. The visualization of the nucleus pulposus gives new evidences on its implication in high energy spinal fractures.

Long-term expected benefits of the proposed method are to develop dynamic understanding of high energy spinal fracture patterns, numerical predictive models and finally improved medical care with less complication for the patients.

Keywords: Vertebral fracture; High speed cineradiography; Experimental model; Spine; Intervertebral disc

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES	3
1.1 Description de la colonne vertébrale.....	3
1.1.1 Anatomie de la colonne vertébrale	3
1.1.1.1 Vertèbre.....	4
1.1.1.2 Disque intervertébral.....	6
1.1.1.3 Ligaments et muscles.....	7
1.1.2 Principes biomécaniques de la colonne vertébrale	8
1.1.2.1 Tissus osseux	9
1.1.2.2 Disque intervertébral.....	11
1.1.3 Modèles pour essais in vitro	12
1.1.3.1 Modèle humain	12
1.1.3.2 Modèle porcin	12
1.2 Les blessures du rachis.....	15
1.2.1 Épidémiologie des blessures du rachis	15
1.2.2 Classification de Denis	16
1.2.3 Classification de Magerl	18
1.2.4 Classification de Vaccaro	21
1.2.5 Classification de Aebi.....	24
1.2.6 Blessures du disque intervertébral	26
1.2.7 La fracture vertébrale comminutive.....	28
1.2.7.1 Définition	28
1.2.7.2 Mécanisme de la fracture comminutive.....	29
1.2.8 Techniques de reproduction in vitro de fractures en compression	33
1.3 Cinéradiographie à haute vitesse	40
1.3.1 Génération des rayons X.....	40
1.3.2 Capture des images cinéradiographiques à haute fréquence.....	42
1.3.3 Limites de la cinéradiographie haute vitesse	44
1.3.4 Application de la cinéradiographie en biomécanique	46
1.3.5 Discographie	47
CHAPITRE 2 PROBLEMATIQUE ET OBJECTIFS.....	49
2.1 Problématique	49
2.2 Objectifs.....	51
CHAPITRE 3 VISUALISATION DU NULEUS PULPOSUS.....	53
3.1 Méthodes.....	53
3.1.1 Préparation des spécimens de disques intervertébraux	53

	Page
3.1.2	Injection de l'agent radio opaque..... 54
3.1.3	Volumes d'agent radio opaque injectés 55
3.1.4	Mesure de la diffusion du mélange..... 56
3.1.4.1	Traitement d'image..... 58
3.1.4.2	Mesure des dimensions de la tache radio opaque 62
3.1.4.3	Évaluation du contraste de la tache radio opaque..... 63
3.1.4.4	Mesure des dimensions du nucleus pulposus réel..... 64
3.1.5	Boîte réfrigérante 65
3.2	Résultats..... 66
3.2.1	Dimensions de la tache radio opaque..... 66
3.2.2	Dimensions de la cavité du nucleus pulposus..... 68
3.2.3	Comparaison des dimensions de la tache radio opaque et de la cavité du nucleus pulposus..... 68
3.2.4	Évaluation de l'évolution du contraste de la tache radio opaque au cours du temps..... 72
CHAPITRE 4 IMPACT DES INJECTIONS D'AGENT RADIO OPAQUE SUR LA BIOMÉCANIQUE DU DISQUE INTERVERTEBRAL 79	
4.1	Méthode 79
4.1.1	Étalonnage des capteurs de pression..... 79
4.1.2	Mesure de la pression intradiscale 81
4.1.3	Mesure du volume du nucleus pulposus 83
4.2	Résultats..... 83
CHAPITRE 5 FILMS CINÉRADIOGRAPHIQUES À HAUTE VITESSE DE FRACTURE VERTÉBRALES 91	
5.1	Méthode 91
5.1.1	Préparation des échantillons de colonne vertébrale..... 91
5.1.2	Acquisition d'images radiographiques 92
5.1.2.1	Paramètres de l'alimentation électrique..... 93
5.1.2.2	Paramètres d'exposition de la caméra..... 93
5.1.2.3	Paramètres secondaires 94
5.1.2.4	Acquisition d'images fixes 96
5.1.2.5	Acquisition de films cinéradiographiques à haute vitesse 97
5.1.3	Création de fracture à haute énergie 98
5.1.4	Traitement d'image des films cinéradiographiques..... 100
5.1.5	Acquisition d'images de tomodensitométrie des spécimens fracturés ... 102
5.2	Résultats..... 102
5.2.1	Spécimen 1 : vertèbre T14-L2 102

Page	
5.2.2	Spécimen 2 : vertèbre L3-L5 108
5.2.3	Spécimen 3 : vertèbre T14-L2 114
5.2.4	Spécimen 4 : vertèbre L3-L5 120
CHAPITRE 6 DISCUSSION129
6.1	Visualisation du nucleus pulposus129
6.2	Impact de l'injection d'agent de contraste sur la pression intradiscale132
6.3	Cinéradiographie à haute vitesse de fractures en compression du rachis137
CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS143
ANNEXE I DIMENSIONS DE LA TACHE RADIO OPAQUE147
ANNEXE II MESURES DE NIVEAUX DE GRIS SUR LES TACHES RADIO OPAQUES149
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES151

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1	Classification de Magerl Adapté de Magerl et al. (1994).....20
Tableau 1.2	Score de sévérité selon la morphologie de la blessure d'après Vaccaro Adapté de Vaccaro et al. (2005).....23
Tableau 1.3	Score de sévérité selon l'intégrité du complexe ligamentaire postérieur d'après Vaccaro Adapté de Vaccaro et al. (2005).....23
Tableau 1.4	Score de sévérité selon le statut neurologique d'après Vaccaro Adapté de Vaccaro et al. (2005)23
Tableau 1.5	Organisation de la sévérité d'après la classification de Aebi Adapté de Aebi (Aebi, 2010).....26
Tableau 3.1	Volume d'agent radio opaque injecté dans les disques pour les tests de visualisation56
Tableau 3.2	Correspondance entre le temps de diffusion après injection et les images radiographiques réalisées58
Tableau 3.3	Seuil de binarisation pour chaque spécimen en fonction du point de vue de l'image61
Tableau 3.4	Mesures des dimensions de la cavité du nucleus pulposus Valeurs exprimées en moyenne (écart type)68
Tableau 3.5	Comparaison des dimensions de la tache radio opaque en vue frontale et de la largeur de la cavité du nucleus pulposus.....69
Tableau 3.6	Comparaison de la largeur de la tache radio opaque en vue latérale avec la profondeur maximale de la cavité du nucleus pulposus71
Tableau 3.7	Comparaison de la largeur de la tache radio opaque en vue latérale avec la profondeur minimale de la cavité du nucleus pulposus.....71
Tableau 4.1	Tableau des coefficients de sensibilité des deux capteurs de pression utilisés81

Page	
Tableau 4.2	Répartition des volumes d'agent radio opaque injectés pour l'ensemble des échantillons82
Tableau 4.3	Tableau des résultats des essais de pression intradiscale pour l'ensemble des échantillons85
Tableau-A I-1	Largeur (en millimètre) de la tache radio opaque sur les images radiographiques frontales des disques intervertébraux147
Tableau-A I-2	Profondeur (en millimètre) de la tache radio opaque sur les images radiographiques latérales des disques intervertébraux.....148
Tableau-A II-1	Mesures de niveaux de gris sur la tache radio opaque en vue frontale....149
Tableau-A II-2	Mesures de niveaux de gris sur la tache radio opaque en vue latérale150

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1 La colonne vertébrale dans son ensemble Adaptée de Netter (2003).....	4
Figure 1.2 Identification des différentes zones d'une vertèbre vue de dessus Tirée de Netter (2003).....	5
Figure 1.3 Identification de la macrostructure du corps vertébral Adaptée de (Fields, Lee et Keaveny, 2010).....	6
Figure 1.4 Structure du disque intervertébral Adaptée de (Schmidt et al., 2013).....	7
Figure 1.5 Unité vertébrale fonctionnelle et ligament Adaptée de Vertical Health (1999)	8
Figure 1.6 Lignes trabéculaires préférentielles dans le corps vertébral dans le plan (a) transverse, (b) sagittal, (c) frontal Tirée de Dosch (2012, p.34)	10
Figure 1.7 Comportement biomécanique d'un disque intervertébral sous une force de compression Adaptée de White (1990).....	11
Figure 1.8 Schéma d'une vertèbre lombaire porcine (a) et humaine (b) Adapté de McLain (2002).....	14
Figure 1.9 Illustration du concept des trois colonnes Adapté de Denis (1983).....	17
Figure 1.10 Classification de Magerl : Fracture de type A Adapté de Magerl et al. (1994)	18
Figure 1.11 Classification de Magerl : Fractures de type B Adapté de Magerl et al. (1994)	19
Figure 1.12 Classification de Magerl : Fracture de type C Adapté de Magerl et al. (1994)	19
Figure 1.13 Algorithme de classification des fractures thoracolombaires Adapté de Aebi (Aebi, 2010).....	25

Page	
Figure 1.14	Schéma de la biomécanique de chargement interne des disques intervertébraux : a) à basse vitesse, b) à haute vitesse Adapté de Veres et al. (2010b)27
Figure 1.15	Répartition des contraintes sur le plateau supérieur du corps vertébral lors d'un chargement en compression Adaptée de Qiu (2005).....31
Figure 1.16	Schémas des lignes trabéculaires principales dans une vertèbre, Adaptée de Heggeness (1997)32
Figure 1.17	Schéma de technique par lâcher de poids Adaptée de Wang (2007)34
Figure 1.18	Technique par pression continue Tirée de Turker (2005).....35
Figure 1.19	Technique par pendule Tirée de Germaneau (2014).....36
Figure 1.20	Technique chute d'un substitut de tronc humain Adaptée de Ivancic (2013)37
Figure 1.21	Photo d'un échantillon modifié Tirée de Russel (1992).....38
Figure 1.22	Exemple de chargement en compression pure et flexion/compression Adaptée de Boisclair (2011).....39
Figure 1.23	Schéma d'un générateur de rayons X41
Figure 1.24	Composition d'un fluoroscope Adapté de Bushberg p.232 (2002).....44
Figure 1.25	Distorsions en "coussinets" Tirée de Wang (2000)45
Figure 3.1	Exemple de disque intervertébral préparé : a/Vue oblique, b/ Vue frontale.....54
Figure 3.2	Exemple du résultat de traitement d'image : a/Image originale, b/Image traitée, c/Vue globale du spectre de niveau de gris de l'image originale, d/Vue globale du spectre de niveaux de gris de l'image traitée, e/Projection dans le plan transverse du spectre de niveaux de gris de l'image originale, f/Projection dans le plan transverse du spectre de niveaux de gris de l'image traitée60

Page	
Figure 3.3	Traitement de binarisation appliqué sur une image radiographique d'un disque intervertébral : a/ avant injection, b/ 24h après injection62
Figure 3.4	Mesure des dimensions de la tache radio opaque dans un disque intervertébral sur une image radiographique binarisée63
Figure 3.5	Exemple de masque (en vert) de la tache radio opaque réalisé grâce à la superposition des images binarisée et originale sur le logiciel Mimics64
Figure 3.6	Dimensions de la cavité du nucléus pulposus mesurées sur les disques intervertébraux : a/ largeur, b/ profondeur maximale et c/ profondeur minimale65
Figure 3.7	Évolution de la largeur des taches radio opaques en vue latérale en fonction du temps66
Figure 3.8	Évolution de la largeur des taches radio opaques en vue frontale en fonction du temps67
Figure 3.9	Évolution de la moyenne du niveau de gris en vue frontale en fonction du temps72
Figure 3.10	Évolution de la moyenne du niveau de gris en vue latérale en fonction du temps73
Figure 3.11	Évolution du niveau de gris maximum en vue frontale en fonction du temps74
Figure 3.12	Évolution du niveau de gris maximum en vue latérale en fonction du temps75
Figure 3.13	Évolution de l'écart type du niveau de gris en vue frontale en fonction du temps76
Figure 3.14	Évolution de l'écart type du niveau de gris en vue latérale en fonction du temps76
Figure 4.1	Exemple des trois courbes d'étalonnage réalisées avec le capteur 14204 et l'équation des droites linéaires correspondantes80

	Page
Figure 4.2	Image radiographique d'un capteur de pression inséré dans un disque intervertébral82
Figure 4.3	Disque intervertébral disséqué dans le plan transverse : a) sans et b) avec le nucleus pulposus.....83
Figure 4.4	Modèle de courbe de la pression intradiscale en fonction du temps.....84
Figure 4.5	Pression intradiscale après 24 heures en fonction du volume d'agent radio opaque injecté.....86
Figure 4.6	Pression intradiscale après 24 heures en fonction du rapport du volume d'agent radio opaque injecté sur le volume total du nucleus pulposus87
Figure 4.7	Augmentation absolue de la pression intradiscale après 24 heures en fonction du rapport du volume d'agent radio opaque injecté sur le volume total du nucleus pulposus88
Figure 4.8	Augmentation relative de la pression intradiscale après 24 heures en fonction du rapport du volume d'agent radio opaque injecté sur le volume total du nucleus pulposus89
Figure 5.1	Images radiographiques du même objet avec variation de la résolution : a) 512x512, b) 256x256 et c) 256x12895
Figure 5.2	Exemple d'échantillon de colonne vertébrale préparé pour la réalisation de fracture en compression : a/ avec vertèbres supérieure et inférieure enveloppées dans la résine, b/ inséré dans les boîtes métalliques.....99
Figure 5.3	Montage complet de l'échantillon de colonne vertébrale avec fluoroscope à haute vitesse100
Figure 5.4	Exemple du résultat de traitement d'image pour les films cinéradiographiques à 3000 images/seconde : a/ Image originale, b/ Image traitée101
Figure 5.5	Évolution de la force de chargement en fonction du temps – spécimen 1103
Figure 5.6	Évolution du déplacement en compression en fonction du temps – spécimen 1103

Page		
Figure 5.7	Évolution du chargement en fonction du déplacement en compression– spécimen 1	104
Figure 5.8	Images tirées du film cinéradiographique de la fracture vertébrale– spécimen 1	105
Figure 5.9	État de la vertèbre du spécimen 1 : a/avant chargement, b/ après chargement	107
Figure 5.10	Images TDM de la vertèbre fracturée du spécimen 1 : a/vue latérale, b/vue transverse, c/vue antérieure	107
Figure 5.11	Images du spécimen 1 disséqué : a/ coupe transverse du disque intervertébral supérieur, b/ fracture transverse du plateau de croissance sous le disque intervertébral supérieur, c/ canal rachidien tapissé de nucleus pulposus	108
Figure 5.12	Évolution de la force de chargement en fonction du temps – spécimen 2	109
Figure 5.13	Évolution déplacement en compression en fonction du temps – spécimen 2	109
Figure 5.14	Évolution du chargement en fonction du déplacement en compression – spécimen 2	110
Figure 5.15	Images tirées du film cinéradiographique de la fracture vertébrale du spécimen 2	111
Figure 5.16	État de la vertèbre du spécimen 2 : a/ avant chargement, b/ après chargement	112
Figure 5.17	Images TDM de la vertèbre fracturée du spécimen 2 : a/vue latérale, b/vue transverse, c/vue antérieure	113
Figure 5.18	Images du spécimen 2 disséqué : a/ coupe transverse du disque intervertébral supérieur, b/fracture transverse de la plaque de croissance sous le disque intervertébral supérieur, c/ nucleus pulposus au sein d’une ligne de fracture dans le corps vertébral	113
Figure 5.19	Évolution de la force de chargement en fonction du temps – spécimen 3	114

Page	
Figure 5.20	Évolution du déplacement en compression en fonction du temps – spécimen 3115
Figure 5.21	Évolution du chargement en fonction du déplacement en compression – spécimen 3115
Figure 5.22	Images tirées du film cinéradiographique de la fracture vertébrale du spécimen 3117
Figure 5.23	État de la vertèbre du spécimen 3 : a/ avant chargement, b/ après chargement118
Figure 5.24	Images TDM de la vertèbre fracturée du spécimen 3 : a/vue latérale, b/vue transverse, c/vue antérieure119
Figure 5.25	Images du spécimen 3 disséqué : a/ coupe transverse du disque intervertébral supérieur, b/ nucleus pulposus sous le plateau vertébral supérieur, c/ coupe transverse du disque intervertébral inférieur avec un peu de nucleus pulposus119
Figure 5.26	Évolution de la force de chargement en fonction du temps – spécimen 4120
Figure 5.27	Évolution déplacement en compression en fonction du temps – spécimen 4121
Figure 5.28	Évolution du chargement en fonction du déplacement en compression – spécimen 4121
Figure 5.29	Images tirées du film cinéradiographique de la fracture vertébrale du spécimen 4123
Figure 5.30	Images radiographiques de la rétropulsion d'un fragment osseux dans le canal médullaire125
Figure 5.31	État de la vertèbre du spécimen 4 : a/ avant chargement, b/ après chargement126
Figure 5.32	Images TDM de la vertèbre fracturée du spécimen 4 : a/vue latérale, b/vue transverse, c/vue antérieure126
Figure 5.33	Images du spécimen 4 disséqué : a/ coupe transverse du disque intervertébral supérieur, b/ nucleus pulposus le long d'une ligne de fracture parcourant le corps vertébral127

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

bar	Bar
Hz	Hertz
h	Heure (1*3600 seconde)
kg	Kilogramme (1000 gramme)
kV	Kilovolt (1000 volt)
mA	Milliampère (1000 ampère)
mL	Millilitre (1000 litre)
mm	Millimètre (0,001 mètre)
mm/s	Millimètre par seconde
mV	Millivolt (0,001 volt)
N	Newton
pixel	Élément d'une image ou <i>Picture element</i>
%	Pourcentage
s	Seconde

INTRODUCTION

Les blessures médullaires peuvent avoir des conséquences neurologiques extrêmement graves sur la qualité de vie des patients. Chaque année au Canada, on compte environ 1800 nouvelles blessures médullaires traumatiques (Noonan et al., 2012) et les coûts qui leurs sont associés atteignent 2,67 milliards de dollars (Krueger et al., 2013). Dans le monde, la prévalence des blessures médullaires traumatiques varie entre 250 et 906 cas par million selon les études disponibles (Singh et al., 2014). Ces traumatismes résultent dans la plupart des cas d'accidents motorisés, de chutes ou d'activité sportives qui provoquent l'apparition de fractures vertébrales à haute énergie (Bensch et al., 2006; Grivna, Eid et Abu-Zidan, 2015; Reinhold et al., 2010; Sundgren, Philipp et Maly, 2007; Tian et al., 2016; Wang et al., 2007b).

Les fractures vertébrales sont complexes et se produisent extrêmement rapidement. Il existe un manque de compréhension des mécanismes qui provoquent ces fractures. En effet, on connaît mal son déroulement à partir du chargement à haute énergie jusqu'à l'état final de la vertèbre fracturée. Précisément, les questions qui se posent concernent principalement le patron, le lieu d'initiation, l'évolution dynamique des fractures et l'implication des différents éléments entourant et composant la vertèbre. Une meilleure compréhension du mécanisme interne des blessures à la moelle épinière aiderait les médecins dans leurs choix de traitement, tout en favorisant le développement de modèles prédictifs de réhabilitation, la conception de nouvelles techniques de prise en charge plus efficaces et moins contraignantes pour les patients et le design de dispositifs de protection plus performants.

Un fluoroscope à haute vitesse a été développé au LIO-HSCM avant le début de cette étude. L'idée est venue d'apporter de nouveaux éléments de compréhension des mécanismes d'apparition des fractures vertébrales en les filmant directement grâce à ce nouvel outil. Les rayons X permettent d'observer les phénomènes en jeu directement à l'intérieur des corps. La cinéradiographie haute vitesse paraît donc très intéressante pour étudier l'apparition de fractures in vitro notamment sur les vertèbres.

Les disques intervertébraux ont un rôle de répartition et d'amortissement des charges pour les vertèbres soumises à un chargement. Or, en cas de chargement à haute énergie, on suspecte que le disque intervertébral, plus particulièrement le nucleus pulposus, a une influence primordiale sur le mécanisme des fractures vertébrales (Fields, Lee et Keaveny, 2010; Lee et al., 2000; Qiu et al., 2006; Shirado et al., 1992).

C'est donc pour apporter de nouveaux éléments de compréhension et pour vérifier certaines hypothèses à propos de ces blessures pouvant être si graves que ce projet de recherche a été initié.

L'objectif principal de cette maîtrise est de développer une méthode de visualisation du nucleus pulposus et d'évaluer son potentiel pour l'étude des mécanismes d'apparition des fractures du rachis à haute énergie. L'injection d'agent radio opaque suivi d'une période de diffusion et la réalisation de films cinéradiographiques à haute vitesse lors du chargement en compression d'échantillons de colonne vertébrale porcine ont été réalisées dans le but de répondre à cet objectif.

Le premier chapitre présente une revue des connaissances nécessaires à la compréhension du contexte général de l'étude. La problématique et les objectifs spécifiques sont présentés dans le chapitre 2. Le troisième chapitre contient la méthodologie et les résultats obtenus en ce qui concerne la visualisation du nucleus pulposus grâce à l'injection de différents volumes d'agent radio opaque suivie d'une période de diffusion. Les choix réalisés dans le chapitre quatre, présentant la méthode et les résultats au sujet de l'impact des injections d'agent radio opaque sur la pression intradiscale, sont justifiés par les résultats du troisième chapitre. De l'interprétation des résultats des chapitres trois et quatre découle la méthodologie du cinquième chapitre qui présente les réalisations de films cinéradiographiques à haute vitesse de fractures vertébrales. Enfin le sixième chapitre présente une discussion en lien avec l'état des connaissances autour de l'ensemble des résultats présentés dans les trois chapitres précédents.

CHAPITRE 1

REVUE DES CONNAISSANCES

1.1 Description de la colonne vertébrale

1.1.1 Anatomie de la colonne vertébrale

La colonne vertébrale, également appelé rachis, est un ensemble axial du squelette intégrant des composants osseux (vertèbres) reliés par des tissus mous (ligaments, disques intervertébraux et muscles). Elle fait la jonction entre la base du crâne et le bassin, parcourant ainsi l'ensemble du tronc. Elle se divise en quatre sections : la section cervicale composée de 7 vertèbres (C1 à C7) et se situant directement sous le crâne, la section thoracique composée de 12 vertèbres (T1 à T12) qui est également la base des côtes formant la cage thoracique, la section lombaire composée de 5 vertèbres (L1 à L5) et enfin l'ensemble sacrum et coccyx qui forment une entité fusionnée de 9 vertèbres au niveau du bassin. Ces sections de la colonne vertébrale se différencient notamment par leurs courbures dans le plan sagittal (voir Figure 1.1).

La colonne vertébrale assure des fonctions essentielles comme le maintien de l'ensemble du tronc, sa mobilité en flexion, extension, inflexion latérale et rotation axiale, sa stabilisation. Elle protège également la moelle épinière, prolongation du système nerveux central indispensable à la propagation des messages nerveux dans l'ensemble du corps.

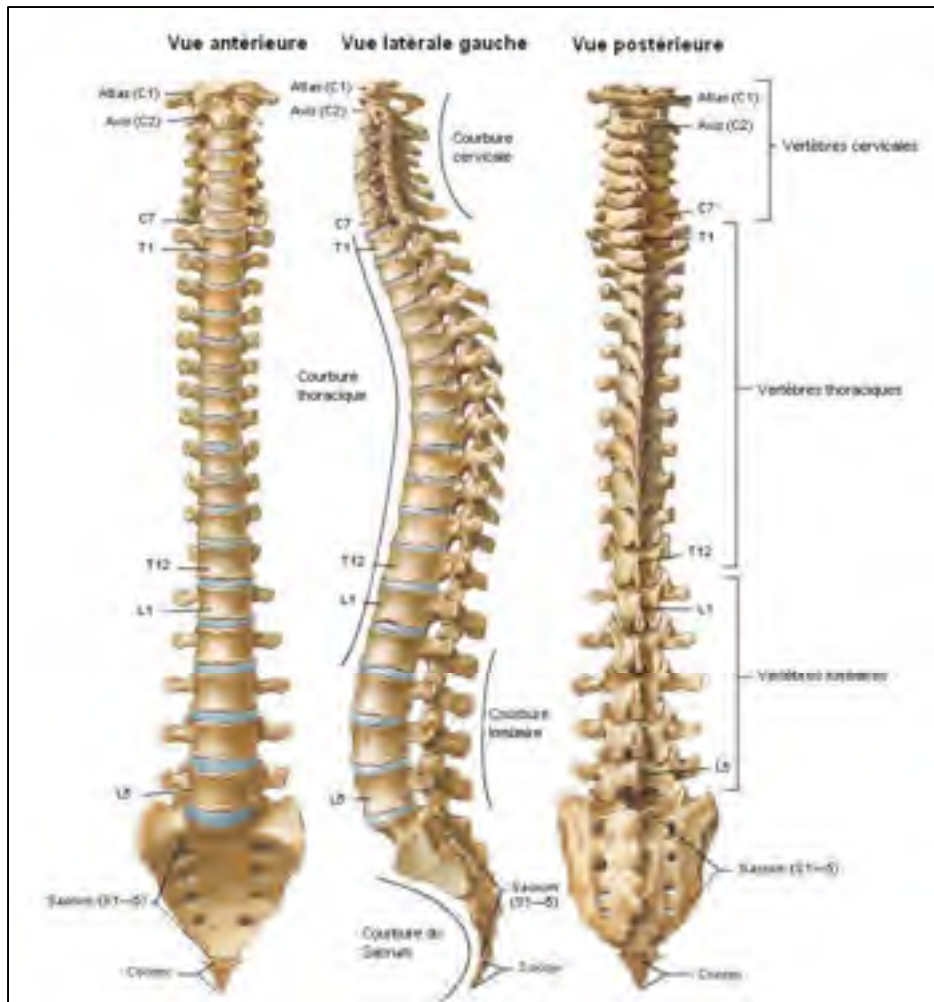


Figure 1.1 La colonne vertébrale dans son ensemble
Adaptée de Netter (2003)

1.1.1.1 Vertèbre

La vertèbre, de par sa complexité géométrique et sa variabilité, est classée parmi les os irréguliers. En effet, chacune des vertèbres possède des particularités selon son niveau dans la colonne vertébrale et son degré de mobilité. Néanmoins, on retrouve la même structure de base chez toutes les vertèbres (Figure 1.2). Le corps vertébral compose la partie antérieure. Les processus transverses et épineux composent, avec les lames, la partie postérieure de la vertèbre; ces processus sont des protubérances osseuses sur lesquels les ligaments et les muscles viennent s'accrocher. Ces deux parties sont reliées par les pédicules vertébraux entre

lesquels un espace est laissé vacant. Cet espace est appelé trou vertébral, ou foramen vertébral, et la prolongation de celui-ci à travers chaque vertèbre tout au long de la colonne vertébrale forme le canal rachidien, ou canal vertébral. C'est dans ce canal osseux que l'on trouve la fragile moelle épinière à l'abri des agressions extérieures. Enfin, les facettes articulaires composent les articulations zygapophysiales entre les parties postérieures des vertèbres superposées.

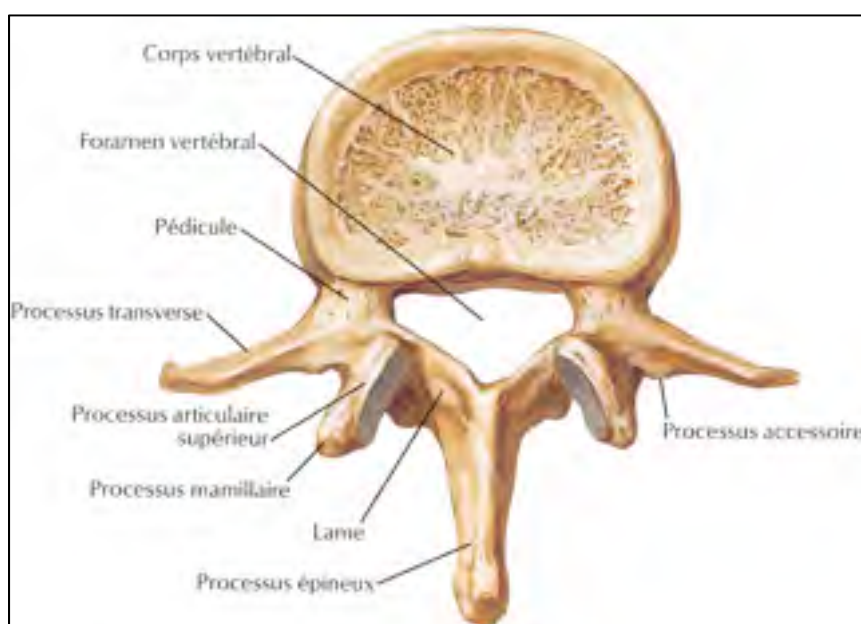


Figure 1.2 Identification des différentes zones d'une vertèbre vue de dessus, Tirée de Netter (2003)

Du point de vue macrostructural (voir Figure 1.3), le corps vertébral qui est la région portante de la vertèbre est rempli d'os spongieux, ou trabéculaire et entouré d'os cortical plus dense. Les plateaux supérieurs et inférieurs du corps vertébral sont également formés d'os cortical. Les plateaux vertébraux ont pour rôle de transmettre les charges au corps vertébral et de prévenir l'extrusion du disque dans le corps vertébral. Les particularités de l'os trabéculaire et cortical ont une grande importance dans la compréhension des fractures et sont expliquées un peu plus loin dans cette revue de la littérature.

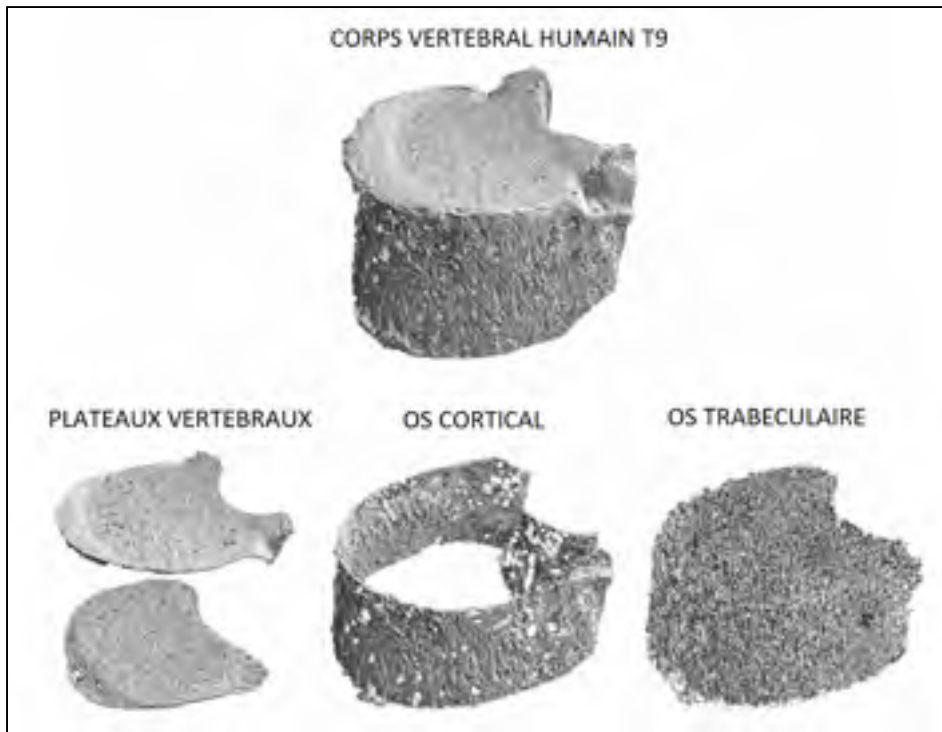


Figure 1.3 Identification de la macrostructure du corps vertébral
Adaptée de (Fields, Lee et Keaveny, 2010)

1.1.1.2 Disque intervertébral

Le disque intervertébral est situé entre les plateaux supérieurs et inférieurs de vertèbres superposées et représente le tiers de la hauteur totale du corps vertébral d'une vertèbre lorsque l'ensemble est au repos (Kunkel et al., 2011). Il a pour fonction d'absorber et de répartir les chargements et les chocs répétés du quotidien qui s'exercent sur les vertèbres. Il permet également la mobilité selon les six degrés de liberté des vertèbres les unes par rapport aux autres.

Le disque intervertébral est composé de trois parties : l'anneau fibreux (annulus fibrosus), le noyau pulpeux (nucleus pulposus), voir Figure 1.4, et les plateaux cartilagineux. Le premier est composé d'environ 70% d'eau (Gu, 1999) et est formé d'un ensemble de lamelles fibreuses concentriques. Au sein d'une même lamelle, les fibres de collagènes sont obliques et orientées d'environ 30° par rapport au plan transverse. Entre deux lamelles successives, l'orientation des fibres est inversée. Des études ont compté entre 10 et 20 lamelles composant

l'annulus fibrosus (Pezowicz et al., 2006). Le nucleus est composé de 90% d'eau à la naissance, puis cette quantité diminue au fil des ans pour atteindre environ 80% vers 20 ans et passer en dessous des 70% après 60 ans (Iatridis et al., 1996). Il a la forme d'une bille de 1 à 1,5 cm de diamètre et est constitué d'une substance gélatineuse se comportant majoritairement comme un liquide (Iatridis et al., 1996). La diminution de la quantité d'eau le composant au fur et à mesure qu'il vieillit entraîne une perte de sa résistance et de ses capacités d'amortissement et de répartition des chargements subis (Adams et al. 2006). Enfin les plateaux cartilagineux se situent au niveau de la liaison du disque avec les plateaux des corps vertébraux appartenant aux vertèbres. Ils recouvrent ainsi la structure discale au-dessus et en dessous et font partie intégrante des disques intervertébraux. Ils se présentent sous forme de plaques poreuses de cartilage et permettent le passage des nutriments depuis l'os; ce rôle est indispensable à la survie du disque, car il n'est pas vascularisé (Crock et Goldwasser, 1984).

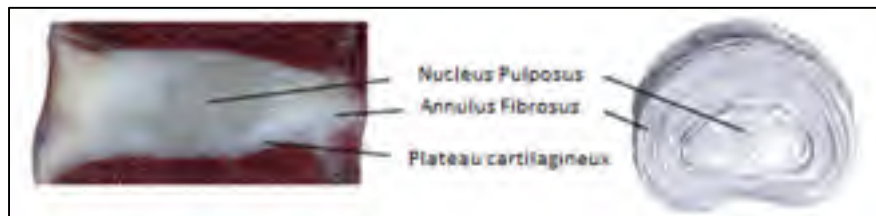


Figure 1.4 Structure du disque intervertébral
Adaptée de (Schmidt et al., 2013)

1.1.1.3 Ligaments et muscles

L'ensemble des vertèbres formant la colonne vertébrale sont maintenues en place et articulées grâce à des ligaments et des muscles. Les ligaments longitudinaux antérieur et postérieur relient respectivement les faces antérieures et postérieures des corps vertébraux tout le long de la colonne vertébrale. Le ligament jaune est situé en face du ligament longitudinal postérieur dans le canal rachidien, entre les lames des arcs vertébraux appartenant à deux vertèbres superposées. Le ligament supra épineux vient relier le bout des processus épineux des vertèbres entre eux. Les ligaments inter épineux font la jonction des

processus épineux entre chaque vertèbre. Enfin, les ligaments capsulaires et inter transverses lient respectivement les capsules articulaires et les processus transverses des différentes vertèbres, voir Figure 1.5.

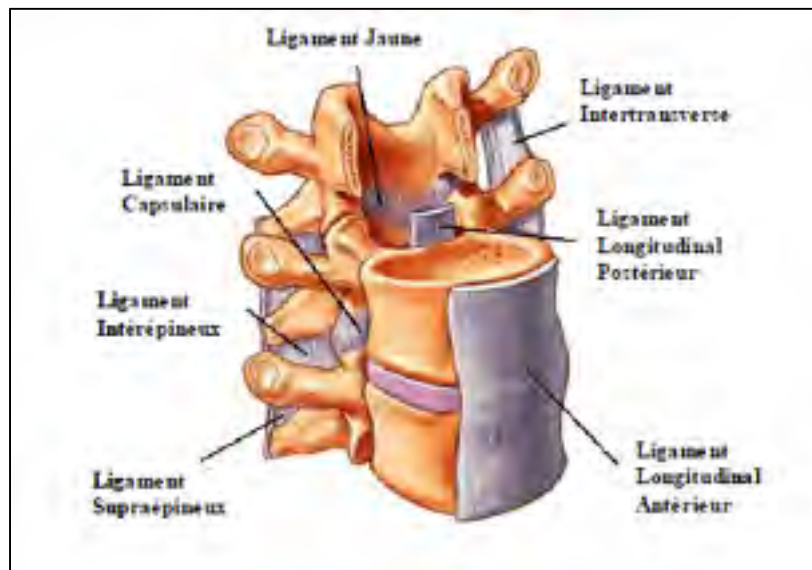


Figure 1.5 Unité vertébrale fonctionnelle et ligament
Adaptée de Vertical Health (1999)

1.1.2 Principes biomécaniques de la colonne vertébrale

La colonne vertébrale se divise en plusieurs sections clairement identifiables par leurs courbures. Celles-ci sont très importantes, car elles améliorent l'élasticité, la souplesse et la résistance, notamment en compression, de la colonne vertébrale (Louis, 1977). Ces courbes sont soit convexes, on parle dans ce cas de cyphose (thoracique et sacroccygyenne), soit concaves, on parle dans ce cas de lordose (cervicale et lombaire) (voir Figure 1.1). La lordose cervicale apparaît dès que l'enfant commence à soutenir sa tête, la lordose lombaire apparaît dans un second temps lors de l'apprentissage de la marche. Les courbures alternées du rachis sont définitivement fixées pendant la puberté.

La colonne vertébrale est mobile grâce à l'action des muscles et tendons rattachés aux structures complexes des vertèbres. Elle peut effectuer des mouvements dans les trois plans

de l'espace, néanmoins ses mouvements en translation sont limités en comparaison avec ses mouvements en rotation.

On peut étudier le comportement biomécanique de la colonne à travers ses unités fonctionnelles composées d'un disque intervertébral et des deux vertèbres adjacentes. Le comportement du rachis entier peut se rapporter au total des mouvements de ses unités fonctionnelles (White et Panjabi, 1990). Les mouvements possibles et leurs amplitudes dans les différents plans sont dépendants des articulations zygapophysaires sur les facettes articulaires. En effet, leur forme et l'orientation de leur surface, qui varient en fonction du niveau vertébral considéré, contraignent ces mouvements.

1.1.2.1 Tissus osseux

La vertèbre est composée de deux types de tissus osseux qui possèdent des caractéristiques biomécaniques différentes : l'os trabéculaire et l'os cortical.

L'os trabéculaire a l'apparence d'un maillage poreux composé de lignes et de plaques qui s'organisent en fonction des chargements réguliers reçus par le corps vertébral (Hernandez et Keaveny, 2006; Ladd et al., 1998). Des lignes trabéculaires se forment le long des lignes de contraintes maximales (Roesler, 1987; Smit, Odgaard et Schneider, 1997), (voir Figure 1.6). Ainsi l'os trabéculaire combine un maximum de résistance aux chargements qu'il subit habituellement pour un minimum de quantité de matière. La théorie est que l'os s'adapte aux chargements fonctionnels, c'est-à-dire que l'os non stimulé mécaniquement disparaît et à l'inverse, l'os se développe là où les chargements sont les plus importants. Cette capacité lui permet d'adopter une architecture optimale, elle se réfère à la loi de Wolff. Ces chargements réguliers dans les vertèbres sont dus à la posture, au poids du corps, à l'action des muscles, des ligaments et à l'interaction avec les disques intervertébraux (Smit, Odgaard et Schneider, 1997).

En conséquence, l'os trabéculaire dans le corps vertébral a une architecture particulière qui est composée majoritairement par des trabécules orientées verticalement (ratio de 2 pour 1 par rapport aux trabécules horizontales) avec des connexions horizontales près du plateau

supérieur et une densité plus élevée à la base des pédicules (Heggeness et Doherty, 1997; Hulme, Boyd et Ferguson, 2007; Smit, Odgaard et Schneider, 1997; Thomsen, Ebbesen et Mosekilde, 2002).

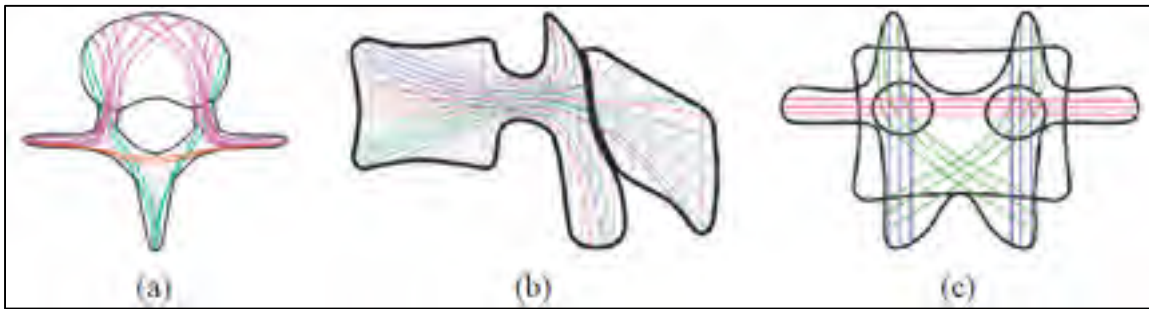


Figure 1.6 Lignes trabéculaires préférentielles dans le corps vertébral dans le plan
(a) transverse, (b) sagittal, (c) frontal
Tirée de Dosch (2012, p.34)

L'os cortical, lui, est compact ce qui le rend plus dense, $0,51 \text{ g/cm}^3$ contre $0,18 \text{ g/cm}^3$ pour l'os trabéculaire en moyenne dans le corps vertébral (Kopperdahl et Keaveny, 1998). Cette différence est l'une des raisons principales pour lesquelles l'os cortical est également plus résistant que l'os trabéculaire pour ce qui est des chargements en compression. En effet le module élastique de l'os cortical humain des vertèbres atteint entre 22 à 26 GPa (Cowin, 2001; Rho, Tsui et Pharr, 1997), contre entre 5,7 à 13,4 GPa (Hou et al., 1998; Ladd et al., 1998; Rho, Tsui et Pharr, 1997) pour l'os trabéculaire. L'épaisseur de l'os cortical dépend de la zone considérée, entre 0,3 mm et 1,4 mm pour le corps vertébral (Zhao et al., 2009) et jusqu'à 6,5 mm dans les pédicules (Thiele et al., 2007). Les plateaux vertébraux sont constitués d'os sous-chondral similaire à l'os cortical néanmoins il est un peu moins dense et donc moins rigide. De plus, l'os sous-chondral du plateau inférieur est plus épais que l'os sous-chondrale du plateau supérieur d'environ 10 à 15% en considérant une vertèbre (Edwards et al., 2001; Zhao et al., 2009). Enfin les plateaux vertébraux sont plus fins à leur centre par rapport à leur périphérie (Edwards et al., 2001).

1.1.2.2 Disque intervertébral

Le disque intervertébral, de par sa structure, peut résister à des contraintes mécaniques élevées. Le nucleus pulposus absorbe en premier les charges compressives puis les redistribue à l'annulus fibrosus et aux plateaux cartilagineux sous forme de contraintes radiales et tangentielles (voir Figure 1.7). Ces contraintes sont ensuite transmises au corps vertébral des vertèbres adjacentes. La quantité de fluide à l'intérieur du nucleus pulposus varie en fonction de la valeur de la charge externe appliquée et du temps d'application de cette charge. Sous une compression prolongée, le nucleus peut perdre jusqu'à 20% d'eau expulsée à travers les plateaux cartilagineux. En revanche lorsque la charge diminue, le disque réabsorbe l'eau auparavant expulsée (Johnstone et al., 1992).

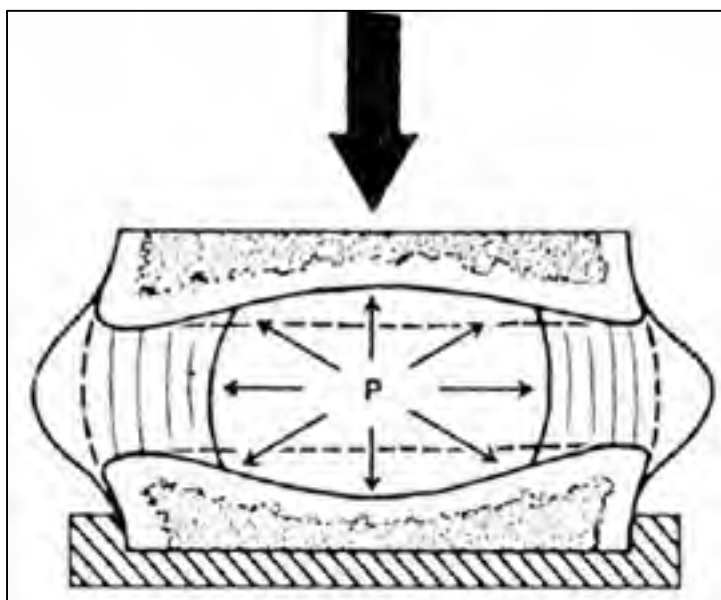


Figure 1.7 Comportement biomécanique d'un disque intervertébral sous une force de compression
Adaptée de White (1990)

Les disques intervertébraux ont un comportement viscoélastique, c'est-à-dire que la résistance des disques varie avec le taux de chargement qu'ils subissent (Costi et al., 2008; Iatridis et al., 1996; Kemper, McNally et Duma, 2007; Race, Broom et Robertson, 2000; Veres, Robertson et Broom, 2010a). Ainsi, plus un chargement est rapide plus la résistance

des disques augmente et plus les charges redistribuées aux plateaux des vertèbres sont importantes (Veres, Robertson et Broom, 2010b).

1.1.3 Modèles pour essais in vitro

1.1.3.1 Modèle humain

Le modèle idéal pour réaliser des essais in vitro étudiant les fractures comminutives est un échantillon de rachis humain en bonne santé, pas ou peu dégénéré, c'est-à-dire tiré d'un individu ayant entre 20 et 40 ans. Ces échantillons sont très rares et par conséquent il est très difficile d'en obtenir. La plupart des échantillons humains disponibles proviennent de squelettes âgés et présentent des dégénérescences problématiques à plusieurs niveaux. Tout d'abord, la matrice de l'os trabéculaire se dégrade globalement avec l'âge, se perforant et se réduisant au fur et à mesure des années (Cowin, 2001). La densité osseuse ainsi que les caractéristiques mécaniques en sont directement affectées. Le disque intervertébral se dégrade également. Plus le disque est âgé, plus le nucleus pulposus devient petit et décompressé provoquant une délocalisation du chargement sur l'annulus fibrosus (Adams et Roughley, 2006; Niosi et Oxland, 2004). Or, l'annulus fibrosus se détériore également avec l'âge, il devient plus rigide et fragile. L'organisation du disque change, le volume de l'annulus fibrosus augmente au détriment de celui du nucleus pulposus. Le disque devient finalement une plaque rigide de fibro cartilage (Buckwalter, 1995). Il en résulte des changements de comportements biomécaniques importants et la réponse aux chargements, notamment en compression, devient différente et complètement inadaptée à l'étude in vitro de blessures comminutives (Homminga et al., 2004; Shirado et al., 1992).

1.1.3.2 Modèle porcin

Devant toutes ces complications du modèle humain, la meilleure solution est bien souvent d'utiliser des modèles animaux (Wilke, Geppert et Kienle, 2011). Dans le cas du rachis, le modèle porcin apparaît, dans l'état des connaissances, comme ayant des similarités importantes avec le modèle humain.

De manière générale, la colonne vertébrale des quadrupèdes dans sa configuration normale est chargée de façon très similaire à celle des humains même si l'orientation de la posture de l'animale est différente. Le chargement principal reste la compression axiale. Les quadrupèdes sont donc des sujets adéquats pour effectuer des tests en compression sur la colonne vertébrale (Smit, 2002).

La colonne vertébrale porcine se divise en 4 sections distinctes comme chez l'homme : la section cervicale qui compte 7 vertèbres, la section thoracique qui compte 15 vertèbres, la section lombaire qui compte 6 vertèbres et la section regroupant le sacrum et coccyx. La morphologie des vertèbres porcines est globalement représentative de l'humain (Reinwald et Burr, 2008). Néanmoins on observe des différences, notamment au niveau thoracolombaire. Le corps vertébral est plus long selon l'axe craniocaudal (environ 40%) et moins profond dans la direction antéropostérieure chez le porc. La surface des plateaux vertébraux est donc plus petite en comparaison avec les vertèbres humaines (environ 30%) (voir Figure 1.8). De plus, les pédicules et les lames sont relativement plus larges chez le porc. Également, le canal rachidien est plus étroit chez le porc, environ 50% moins large et 73% moins profond dans la direction antéropostérieure (Dath et al., 2007; McLain, Yerby et Moseley, 2002).

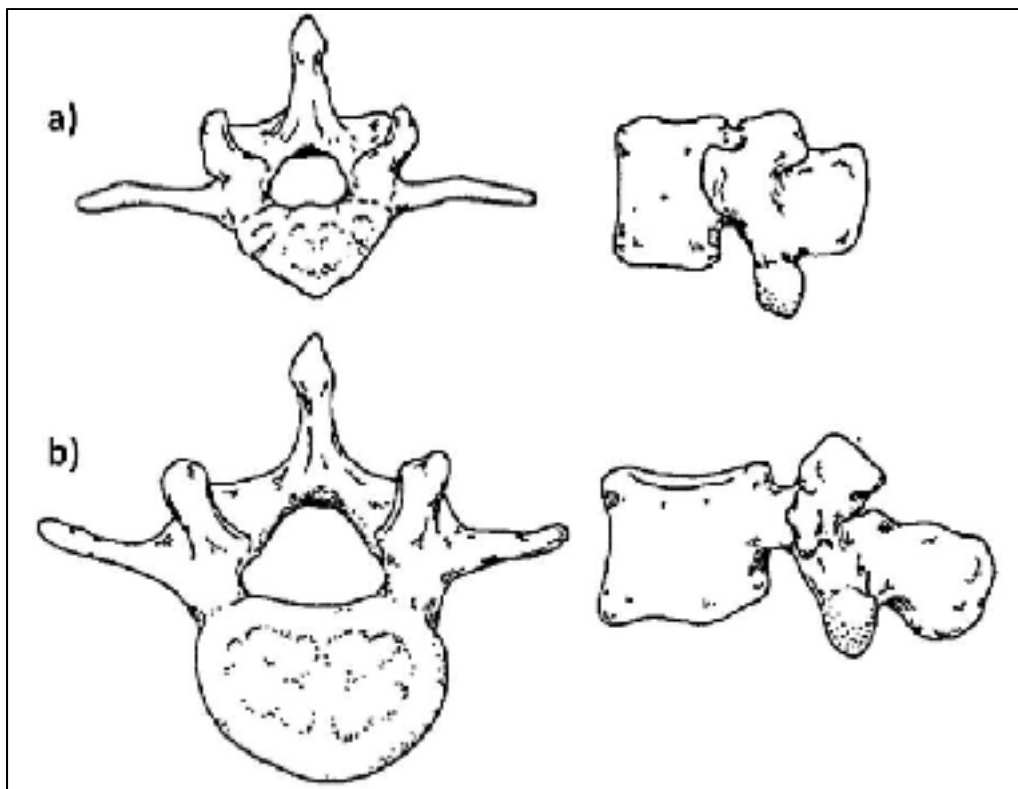


Figure 1.8 Schéma d'une vertèbre lombaire porcine (a) et humaine (b)
Adapté de McLain (2002)

Du point de vue de l'os, les vertèbres porcines présentent des densités beaucoup plus élevées. On parle de densité deux fois plus élevée pour l'os trabéculaire vertébral chez le porc (environ 370 mg/cm³) comparé à l'humain (environ 200 mg/cm³) (Aerssens et al., 1998; Mosekilde, Kragstrup et Richards, 1987). Néanmoins, dû au chargement des vertèbres principalement en compression, les trabécules osseuses de l'os trabéculaire du corps vertébral sont fortement orientées dans le sens craniocaudal, comme chez l'homme (Lin, Tsai et Chang, 1997). La composition chimique de l'os porcin est également similaire à celle de l'humain (Pearce et al., 2007).

Les disques intervertébraux porcins montrent des caractéristiques mécaniques axiales et une composition très semblable aux disques humains également (Beckstein et al., 2008). Le rapport de la hauteur du disque sur la hauteur du corps vertébral, dans la direction craniocaudale, est néanmoins deux fois plus petit chez le porc (Busscher et al., 2010).

1.2 Les blessures du rachis

Suite à certains traumatismes, des fractures vertébrales, ruptures du disque intervertébral ou blessures médullaires peuvent survenir. Ces blessures sont très variées et font intervenir de nombreux éléments anatomiques. De nombreuses études ont répertorié, analysé et regroupé les blessures vertébrales rencontrées chez les patients en fonction de leurs similitudes. Ainsi, dans le but d'apporter une vision d'ensemble des blessures du rachis, des classifications ont été créées. Il existe dans la littérature de nombreuses classifications différentes qui résultent de points de vue variés dans la communauté scientifique et de la compréhension de plus en plus précise au fil des ans de ces blessures.

Dans la section suivante, les classifications de Denis (Denis, 1983) et de Magerl (Magerl et al., 1994) seront présentées, car elles servent de références pour les blessures thoraciques et lombaires, lieux d'apparition privilégiés des blessures du rachis. Puis, les classifications plus récentes de Vaccaro (Vaccaro et al., 2005) et Aebi (Aebi, 2010) seront présentées également, car elles traduisent une volonté d'aider les cliniciens dans leurs choix de traitements liés aux blessures rencontrées.

Dans le cadre de cette étude, un intérêt particulier a été porté sur les disques intervertébraux et sur la reproduction *in vitro* de fractures vertébrales dues à un chargement en compression. Par conséquent, l'état des connaissances au sujet des blessures touchant les disques intervertébraux et les mécanismes engendrant les fractures en compression, plus particulièrement les fractures comminutives qui sont les blessures les plus sévères engendrées par ce mode de chargement sera présentée. Les techniques de reproduction utilisées pour recréer ces fractures en laboratoire seront également présentées.

1.2.1 Épidémiologie des blessures du rachis

De nombreuses études ont répertorié les cas de blessures du rachis sur de longues périodes et les ont analysées statistiquement. Les hommes sont les plus souvent touchés par rapport aux femmes, environ 60% et 40% respectivement (Leucht et al., 2009; Wang et al., 2012). La

fréquence d'apparition des blessures est beaucoup plus importante chez les hommes entre 20 et 50 ans environ (Leucht et al., 2009; Sundgren, Philipp et Maly, 2007; Wang et al., 2012). Les causes les plus souvent rencontrées sont les chutes depuis une position élevée (au moins deux mètres de hauteur) et les accidents de la circulation, puis viennent les chutes de faible hauteur et l'activité sportive (Leucht et al., 2009; Wang et al., 2012).

Il apparaît que les blessures, touchant les patients ayant entre 20 et 50 ans, sont beaucoup plus souvent issues de chutes de hauteur élevée et d'accidents de la circulation (Leucht et al., 2009; Wang et al., 2012), avec un pic significatif pour les accidents de la circulation entre 20 et 30 ans (Leucht et al., 2009). Les chutes de faible hauteur provoquent des blessures du rachis chez des patients plus âgés, ayant entre 50 et 80 ans (Wang et al., 2012).

Les régions de la colonne les plus souvent touchées sont les régions lombaires et thoraciques, avec respectivement environ 30 et 50% d'apparition des blessures. La région cervicale enregistre environ 20% des blessures (Leucht et al., 2009; Wang et al., 2012). Plus spécifiquement, la région thoracolombaire (T12-L1-L2), comprenant des vertèbres appartenant aux parties thoraciques et lombaires, est celle qui enregistre le plus de blessures du rachis avec plus de 50% de toutes les blessures du rachis concentrées dans cette zone et une prédominance pour la vertèbre L1 (Leucht et al., 2009; Tian et al., 2016; Wang et al., 2012).

1.2.2 Classification de Denis

Cette classification se base sur le concept de rachis divisé en trois colonnes juxtaposées : les colonnes postérieure, centrale et antérieure (Denis, 1983). La colonne postérieure comprend l'arc vertébral et le complexe ligamentaire postérieur. La colonne centrale se compose du ligament longitudinal postérieur, de la partie postérieure de l'annulus fibrosus, du mur vertébral postérieur du corps vertébral et du canal vertébral incluant la moelle épinière. Enfin la colonne antérieure représente le ligament longitudinal antérieur et la partie antérieure du disque intervertébral et du corps vertébral (voir Figure 1.9).

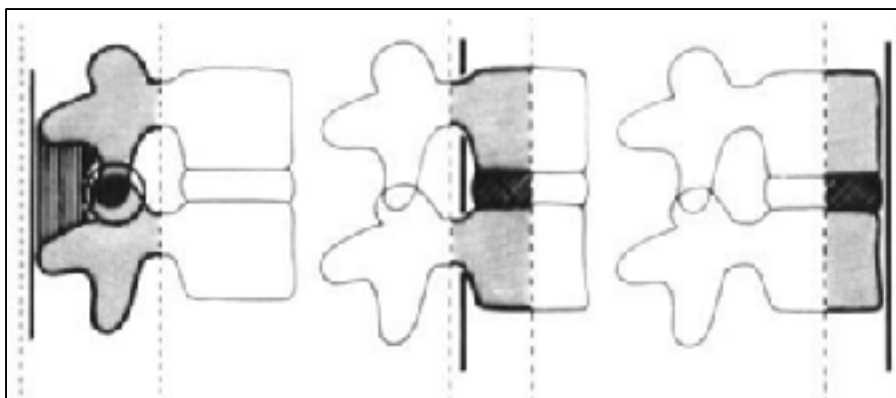


Figure 1.9 Illustration du concept des trois colonnes
Adapté de Denis (1983)

Dans cette classification, les fractures sont divisées en quatre groupes : les fractures de compression, les fractures comminutives, les fractures de flexion-distraction et les fractures de dislocation. Le type de fractures est identifié selon la défaillance des trois colonnes et le chargement qui provoque ces défaillances. Ensuite chacun des types est subdivisé en sous-groupes en fonction de la sévérité rencontrée. La fracture de compression se définit par une défaillance de la colonne antérieure face à un chargement en compression, la colonne centrale a un rôle de charnière et la colonne postérieure aura tendance à rompre plus la fracture est sévère. La fracture comminutive se définit par une défaillance des colonnes antérieure et centrale suite à un chargement en compression. Ceci se traduit par une perte de hauteur du corps vertébral, une fracture du mur postérieur du corps vertébral, l'augmentation de la distance interpédiculaire, une fracture laminaire verticale, l'apparition d'un ou plusieurs fragments d'os et leur rétropulsion dans le canal rachidien. La fracture de flexion-distraction se définit par une défaillance des colonnes centrale et postérieure face à des efforts en traction issus d'une flexion générée depuis un axe placé au niveau de la colonne antérieure. La fracture de dislocation se définit par la défaillance des trois colonnes sous un chargement pouvant être une combinaison de compression, de traction, et de cisaillement causé par une rotation.

Cette classification permet de regrouper toutes les blessures du rachis sous des critères biomécaniques simples avec comme point de départ le chargement mécanique subi. Elle

donne donc des informations aux chercheurs pour essayer de reproduire ces fractures pour les étudier d'avantages, mais n'apporte pas vraiment d'aide pour ce qui est du traitement adéquat.

1.2.3 Classification de Magerl

Cette classification se base sur les mécanismes lésionnels provoquant les blessures (Magerl et al., 1994). Elle les divise en trois types : le type A qui correspond aux lésions en compression pure (voir Figure 1.10), le type B aux lésions avec distraction (voir Figure 1.11) et le type C aux lésions avec rotation (voir Figure 1.12).

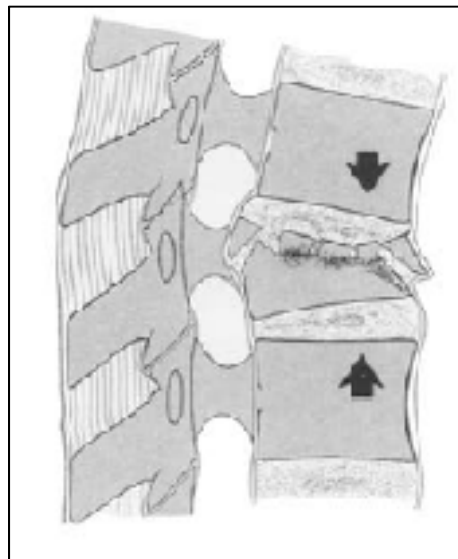


Figure 1.10 Classification de Magerl : Fracture de type A
Adapté de Magerl et al. (1994)

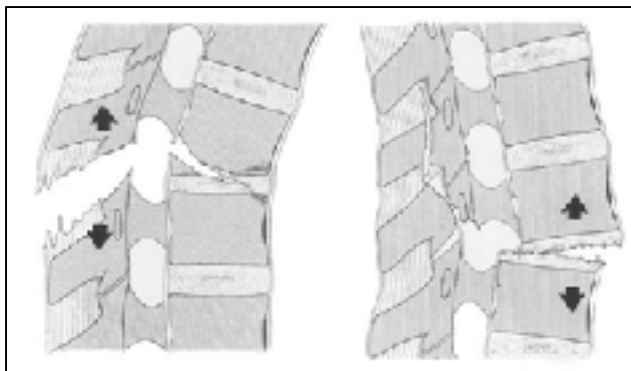


Figure 1.11 Classification de Magerl :
Fractures de type B
Adapté de Magerl et al. (1994)

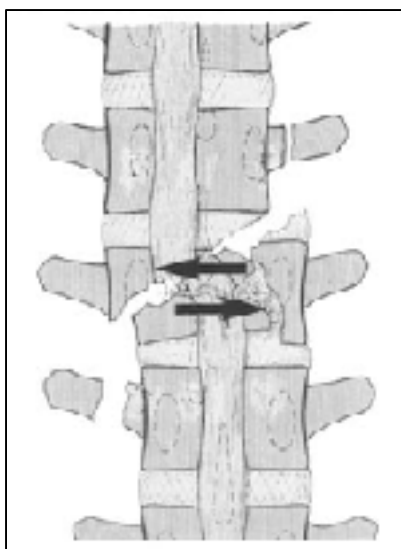


Figure 1.12 Classification de
Magerl : Fracture de type C
Adapté de Magerl et al. (1994)

Chaque type se subdivise en trois groupes, d'après les particularités pathomorphologiques des blessures, et chaque groupe se divise encore en deux ou trois sous-groupes (voir Tableau 1.1). L'ordre général de la classification est lié à la sévérité des blessures rencontrées selon le principe d'instabilité. Ainsi les blessures de type C3.2 sont les plus sévères au contraire des blessures de type A1.1. Par exemple la fracture comminutive est classée ici comme de type A3, ce qui en fait la blessure de compression la plus sévère.

Tableau 1.1 Classification de Magerl
Adapté de Magerl et al. (1994)

Type de traumatisme	Groupe	Sous-groupe
Type A – Compression pure	A1. Fracture de tassement	A1.1 Plateaux vertébraux
		A1.2 Cunéiforme
		A1.3 Affaissement du corps vertébral
	A2. Fracture avec fissuration verticale	A2.1 Sagittale
		A2.2 Coronale
		A2.3 de Pincer
	A3. Fracture comminutive	A3.1 Incomplète
		A3.2 Avec fissuration
		A3.3 Complète
Type B - Distraction	B1. Distraction postérieure principalement ligamentaire	B1.1 Avec distraction du disque
		B1.2 Avec fracture de compression
	B2. Distraction postérieure principalement osseuse	B2.1 Fracture transverse bi-colonne
		B2.2 Avec distraction du disque
		B2.3 Avec fracture de compression
	B3. Distraction antérieure à travers le disque intervertébral	B3.1 Hyper extension-subluxation
		B3.2 Hyper extension spondylolyse
		B3.3 Dislocation postérieure
Type C - Rotation	C1. Fracture de compression avec rotation	C1.1 Fracture cunéiforme
		C1.2 Fracture de fissuration verticale
		C1.3 Fracture comminutive
	C2. Fracture de distraction avec rotation	C2.1 Fracture B1 avec rotation
		C2.2 Fracture B2 avec rotation
		C2.3 Fracture B3 avec rotation
	C3. Fracture de cisaillement en rotation	C3.1 Fracture en tranche
		C3.2 Fracture oblique

Par comparaison avec la classification de Denis, la classification de Magerl est plus complète en caractérisant précisément un grand nombre de blessures du rachis. De plus, elle approfondit le concept d'instabilité et de classement des blessures en fonction de leur gravité. Néanmoins, il est difficile pour les cliniciens d'exploiter directement cette classification au même titre que celle de Denis. En effet, à cause d'un manque de fiabilité interobservateur et de reproductibilité intraobservatrice (Wood et al., 2005) et d'une absence de prise en compte de l'évolution dynamique (Vaccaro et al., 2005), ces classifications présentent certaines limites pour aider le choix de traitement. Également, elles sont basées sur l'examen d'images radiographiques qui ne permettent pas une évaluation de l'état de santé du complexe ligamentaire entourant les vertèbres. De nouvelles classifications ont donc été mises en place en évaluant la sévérité des blessures et ayant pour objectif premier d'accompagner la prise de décision sur le choix de traitement.

1.2.4 Classification de Vaccaro

La classification de Vaccaro a pour objectif d'aider la prise de décision en clinique pour le traitement des blessures du rachis. Elle se base sur trois variables : la morphologie de la blessure, l'intégrité du complexe ligamentaire postérieur et le statut neurologique du patient (Vaccaro et al., 2005). À partir de ces trois variables, des sous-groupes sont identifiés et organisés du moins au plus important. Un score de sévérité est calculé en fonction des sous-groupes de ces trois variables dans lesquels est classée la blessure considérée.

La morphologie de la blessure correspond au patron de fracture en fonction du chargement mécanique subit et est similaire à ce que présentent les classifications de Denis et Magerl. Les morphologies sont déterminées depuis l'étude d'images radiographiques tirées de radiographies, de scanners tomographiques, et d'IRM. Elles sont divisées en trois types : les fractures de compression, les fractures de rotation/translation et les fractures de distraction. Les fractures de compression sont définies par une défaillance du corps vertébral sous un chargement en compression axiale. Les fractures de rotation/translation sont causées par des

efforts en torsion et cisaillement. Enfin, les fractures de distraction apparaissent lorsqu'une partie de la colonne vertébrale est séparée du reste laissant un espace vide.

L'intégrité du complexe ligamentaire postérieur est évaluée, car il possède un rôle de stabilisation de la colonne contre des mouvements excessifs en rotation, flexion, translation et distraction. Sa faible capacité de régénération amène souvent la nécessité d'une opération chirurgicale en cas de déchirure. Les indices de sa dégradation sont l'augmentation de la distance inter spinale, la diastasis des facettes et la subluxation.

Le statut neurologique des patients est un facteur important de la sévérité d'une blessure du rachis. De plus, les atteintes neurologiques induisent des traitements spécifiques, par exemple l'observation d'une blessure neurologique incomplète est généralement acceptée comme une indication pour une décompression chirurgicale. Le statut neurologique est décrit dans l'ordre croissant, par rapport au niveau d'urgence : intact, blessure sur les racines des nerfs, moelle épinière complète (atteintes sur la mobilité et la sensibilité du patient), moelle épinière incomplète (atteintes sur la mobilité ou la sensibilité du patient) et syndrome de la cauda equina.

Le score de sévérité, appelé TLICS pour «Thoracolumbar Injury Classification and Severity Score», est calculé dans le but d'orienter les choix de traitement. Chacun des sous-groupes est associé une valeur numérique allant de 0 à 4; 0 représentant le moins sévère et 4 le plus sévère. Le score de sévérité de la blessure est l'addition de la valeur associée à chacun des sous-groupes dans lesquels elle est classée. Les blessures qui atteignent le score de 3 ou moins sont considérées comme des cas non opératoires. Les blessures qui atteignent 4 points peuvent être considérées comme des cas opératoires ou non. Enfin les blessures atteignant 5 points ou plus sont considérées comme des cas opératoires.

L'avantage de cette classification est qu'elle regroupe trois paramètres de caractérisation des blessures du rachis en un seul critère de sévérité. Néanmoins, certains trouvent qu'elle simplifie trop la compréhension de la stabilité de la colonne (Dennis, Lam et Luong, 2016).

Tableau 1.2 Score de sévérité selon la morphologie de la blessure d'après Vaccaro
Adapté de Vaccaro et al. (2005)

Type	Qualificatifs	Points
Compression		1
	Fracture comminutive	+1
Translation/Rotation		3
Distraction		4

Tableau 1.3 Score de sévérité selon l'intégrité du complexe
ligamentaire postérieur d'après Vaccaro
Adapté de Vaccaro et al. (2005)

Complexe ligamentaire postérieur rompu en tension, rotation ou translation	Points
Intact	0
Suspecté/Indéterminé	2
Blessé	3

Tableau 1.4 Score de sévérité selon le statut neurologique d'après Vaccaro
Adapté de Vaccaro et al. (2005)

Statut neurologique	Qualificatifs	Points
Intact		0
Racine des nerfs		2
Moelle épinière	Complète	2
	Incomplète	3
Syndrome de la cauda equina		3

1.2.5 Classification de Aebi

La classification de Aebi a pour objectif de proposer une classification des blessures thoracolombaires basée elle aussi sur la sévérité des blessures. Elle se base sur la morphologie, sur le potentiel de rétablissement et sur l'atteinte neurologique engendrée (Aebi, 2010). Les blessures sont classées selon trois types : le type A qui se compose des blessures par compression de la colonne antérieure, le type B qui se compose des ruptures du complexe ligamentaire postérieur par distraction, et le type C qui correspond aux mêmes blessures que le groupe B, mais en rotation. Chaque type est divisé en trois groupes qui sont eux-mêmes divisés en plusieurs sous-groupes.

Le groupe A1 représente les blessures de la colonne antérieure sous chargement en compression qui entraînent une fracture isolée du corps vertébral. Le groupe A2 représente les fractures où une fente verticale du corps vertébral apparaît. Le groupe A3 regroupe les fractures comminutives. Les lésions de type A se traduisent généralement par une bonne stabilité et une déformation mineure. Néanmoins, il est possible qu'elles engendrent une compression neurologique importante, particulièrement dans le cas des fractures comminutives.

Le groupe B1 est composé des blessures présentant une rupture de ligament postérieur sans fragments osseux impliqués. Le type B2 représente les fractures appelées de Chance, qui se caractérisent par un espacement osseux entre les éléments postérieurs. Le type B3 représente les blessures de distraction avec une défaillance de la colonne antérieure. Les lésions de type B se traduisent par une instabilité pouvant être mineure jusqu'à grande, une déformation secondaire et une compression neurologique due à la dislocation transverse.

Le groupe C1 représente les blessures en rotation combinée avec une lésion antérieure de la colonne. Le groupe C2 est composé des blessures en rotation liées avec une blessure de type B. Le type C3 se caractérise par les blessures de cisaillement à plusieurs niveaux. Les lésions

de type C se traduisent par une instabilité significative, et des potentielles déformations et compression neurologique.

La classification de Aebi est une évolution de la classification de Magerl. C'est pourquoi la division des blessures en groupe présente peu de différences entre les deux classifications. Ceci s'explique, car monsieur Aebi est par ailleurs coauteur de la classification de Magerl.

Un algorithme a été développé afin de déterminer rapidement la catégorie correspondant à la blessure que l'on souhaite classer. Il a été pensé pour être utilisé à partir d'une image radiographique de la blessure (Figure 1-13).

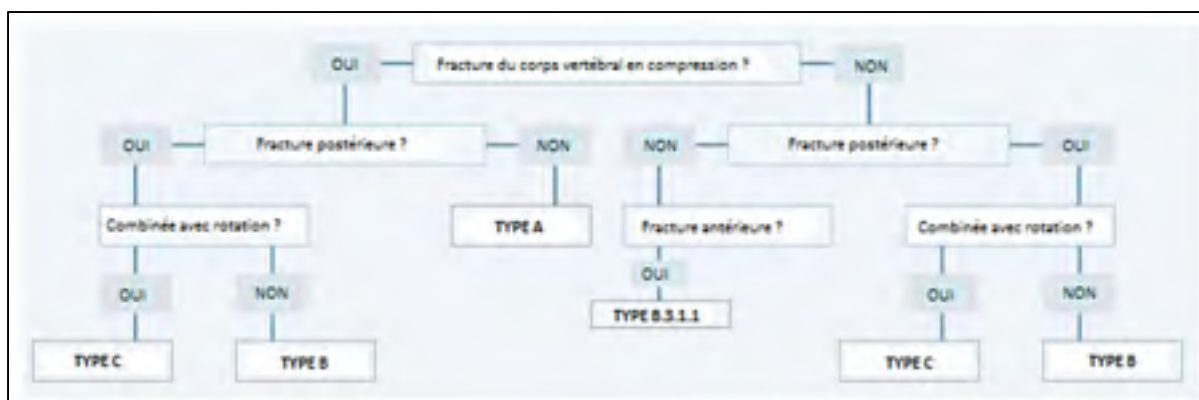


Figure 1.13 Algorithme de classification des fractures thoracolombaires
Adapté de Aebi (Aebi, 2010)

La sévérité des blessures peut être déterminée à partir de cette classification, elle augmente de A à C, puis à l'intérieur de chaque type selon l'ordre des groupes de 1 à 3 (voir Tableau 1.5). Contrairement à certaines classifications antérieures, la sévérité n'est pas évaluée linéairement, par exemple les plus graves blessures de type A sont considérées comme plus sévères que les blessures de type B les plus bénignes.

Tableau 1.5 Organisation de la sévérité
d'après la classification de Aebi
Adapté de Aebi (Aebi, 2010)



Type\Groupe	1	2	3
A	A1	A2	A3
B	B1	B2	B3
C	C1	C2	C3

Malgré le grand nombre de classifications existantes, aucune n'a encore réussi à être acceptée universellement (Patel et Vaccaro, 2010).

1.2.6 Blessures du disque intervertébral

Les disques intervertébraux sains peuvent subir des dommages au même titre que les vertèbres. Cependant les classifications présentées précédemment traitent en grande majorité des blessures atteignant les vertèbres et ne parlent que très peu des disques intervertébraux. Néanmoins, comme expliqué plus haut, les disques intervertébraux ont un rôle majeur dans l'absorption des chargements et la réalisation des mouvements entre vertèbres. Par conséquent, leur bon rétablissement après une blessure est primordial pour la qualité de vie du patient concerné. Afin de proposer un traitement adéquat, il est nécessaire de comprendre les mécanismes de leurs blessures.

Une surpression anormale à l'intérieur du nucleus pulposus peut causer un affaiblissement structurel de l'annulus fibrosus (Pezowicz et al., 2006). La contrainte exercée sur les fibres composant les lamelles de l'annulus fibrosus est telle que celles-ci peuvent rompre et ainsi créer des brèches dans lesquelles le nucleus pulposus sous pression vient s'insérer aggravant le phénomène à plus ou moins long terme jusqu'à créer une déchirure totale de la membrane de l'annulus fibrosus, provoquant ce qui est appelé une hernie discale. Les surpressions

causant ces dommages peuvent être originaires d'une charge régulière trop importante ou d'un traumatisme. Même une surpression mineure peut causer des microdommages aux fibres de l'annulus fibrosus (Pezowicz et al., 2006). Les mécanismes d'apparition de ces lésions diffèrent en fonction du taux de chargement (Veres, Robertson et Broom, 2010b). Lors de chargement continu, le fluide visqueux composant le nucleus pulposus a suffisamment de temps pour se déplacer à partir du front de pression jusqu'aux extrémités de la cavité du nucleus pulposus dans le plan transverse central. Un étirement local des fibres de l'annulus est ainsi provoqué (voir Figure 1.14). En revanche, lors d'un chargement par impact, le fluide n'a pas le temps nécessaire pour se déplacer et provoque un étirement sur toute la hauteur du disque intervertébral. Ainsi, en situation normale, la partie de l'annulus fibrosus qui est la plus contrainte et est susceptible de rompre en premier est la partie cartilagineuse interne liée au plateau vertébral supérieur (Veres, Robertson et Broom, 2010b).

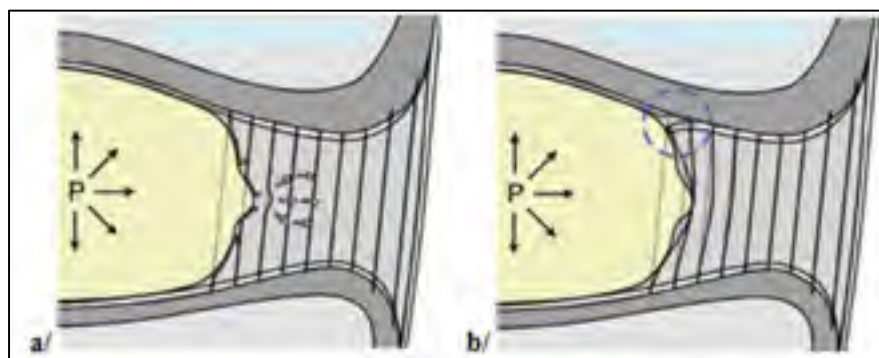


Figure 1.14 Schéma de la biomécanique de chargement interne des disques intervertébraux : a) à basse vitesse, b) à haute vitesse
Adapté de Veres et al. (2010b)

Il a été établi que lorsqu'un segment de vertèbres subit un chargement en compression pure, les plateaux vertébraux ou l'os trabéculaire situé proche de ces derniers sont les premiers à rompre bien avant l'apparition d'une lésion complète de la paroi du nucleus pulposus (Brown, Hansen et Yorra, 1957; Yoganandan et al., 1988). C'est d'ailleurs l'observation faite par Jayson (Jayson, Herbert et Barks, 1973) qui a imposé une surpression dans des disques intervertébraux humains jusqu'à apparition de lésions totales. Les disques présentant des lésions ont provoqué l'apparition de fractures des plateaux vertébraux.

Cette étude a également montré que l'état de santé initial du disque intervertébral a un impact important sur le type de lésions engendrées par une surpression et sur la valeur de la pression intradiscale au moment de la rupture. Plus le disque est endommagé a priori, plus la valeur de pression à la rupture est faible. Ainsi, les valeurs de pression intradiscale critiques enregistrées ont atteint $54 \pm 13,5$ bars pour les disques sains et jusqu'à 14 ± 5 bars pour les disques en mauvais état, atteint d'hernies discales notamment.

1.2.7 La fracture vertébrale comminutive

1.2.7.1 Définition

La fracture comminutive est une fracture de compression produite sous des charges axiales importantes, généralement rencontrées lors de traumatismes à haute énergie. Elle est décrite dans de nombreuses classifications avec des caractéristiques qui peuvent légèrement varier. Le premier à définir la fracture comminutive fut F. Holdsworth (Holdsworth, 1970) dans sa classification avec un modèle à deux colonnes; elle y est présentée comme une fracture stable de compression. Ensuite, Whitesides (Whitesides, 1977) ajouta l'existence d'instabilité et une augmentation du potentiel d'impact neurologique à la fracture. Les critères généralement acquis qui définissent une fracture comminutive selon les différentes classifications et les études qui se sont spécifiquement intéressées à ce type de blessure du rachis (Atlas et al., 1986; Ballock et al., 1992; Caffaro et Avanzi, 2012; Saifuddin et al., 1996), sont : une fracture partielle ou complète du corps vertébral, une augmentation de la distance inter pédiculaire, une fracture du mur postérieur du corps vertébral avec rétropropulsion d'un ou plusieurs fragments osseux à l'intérieur du canal vertébral et une perte de hauteur de l'aspect antérieur et postérieur du corps vertébral.

La plupart du temps, on compte au moins un fragment osseux de forme trapézoïdale. La rétropropulsion des fragments osseux à l'intérieur du canal vertébral entraîne une obstruction plus ou moins importante de celui-ci, qui peut grandement endommager la moelle épinière. Néanmoins, on connaît mal le taux d'obstruction du canal au moment de l'apparition de la fracture et le taux d'obstruction observé en clinique n'est que très faiblement relié aux

atteintes neurologiques (Dai, Wang et Jiang, 2007; Dall et Stauffer, 1988; Keene et al., 1989; Limb, Shaw et Dickson, 1995; Shuman et al., 1985).

D'un point de vue épidémiologique, les fractures comminutives représentent environ 30% des fractures rencontrées sur la colonne vertébrale et 30% de celles-ci entraînent des déficits neurologiques (Aebi, 2010; Magerl et al., 1994). Environ 50% des fractures comminutives sont rencontrées à la transition thoracolombaire (Bensch et al., 2006). Entre 64% et 81% des fractures diagnostiquées à la transition thoracolombaire sont des fractures comminutives (Reinhold et al., 2010; Sundgren, Philipp et Maly, 2007). On observe donc un focus sur cette partie de la colonne dans les études concernant les fractures comminutives (Kifune et al., 1997; Panjabi et al., 2001; Singh et al., 2014).

1.2.7.2 Mécanisme de la fracture comminutive

La théorie générale qui explique le mécanisme de la fracture comminutive est que l'unité vertébrale à la jonction thoracolombaire subit un chargement axial à haute énergie, provoquant une compression du disque intervertébral et plus précisément du nucleus pulposus. Ce dernier vient redistribuer le chargement sur le plateau supérieur du corps vertébral qui va ensuite se fracturer laissant pénétrer le nucleus pulposus à l'intérieur de la vertèbre. Puis, le corps vertébral dans son ensemble ainsi que le mur postérieur à la base des pédicules se fracturent entraînant une perte de hauteur, la rétropulsion d'un fragment de forme trapézoïdale dans le canal rachidien et l'augmentation de la distance inter pédiculaire (Ferguson et Allen, 1984; Holdsworth, 1970; Roaf, 1960; Tran et al., 1995).

Tout d'abord, si la région thoracolombaire est la plus souvent touchée, cela s'explique par le fait que c'est une zone de transition entre des vertèbres différentes surtout du point de vue de la rigidité. En effet les côtes se rattachent aux vertèbres thoraciques, ce qui les rend moins mobiles que les vertèbres lombaires. Le segment de vertèbres thoraciques est par conséquent plus rigide que le segment de vertèbres lombaires. De plus, la jonction thoracolombaire est le lieu de transition entre la cyphose, courbure du segment thoracique, et son opposée, la

lordose, courbure du segment lombaire. Ces facteurs font donc de cette jonction un lieu naturel de concentration de contraintes.

Des études se sont particulièrement intéressées au plateau supérieur et aux phénomènes qui engendreraient sa fracture. Elles se sont basées sur des modèles éléments finis et il apparaît, que les parties du corps vertébral les plus à risque de rompre en premier lors d'un chargement en compression d'une vertèbre sont les parties composant les plateaux vertébraux et l'os trabéculaire proche de ceux-ci (Eswaran, Gupta et Keaveny, 2007; Fields et al., 2012; Qiu et al., 2006). Fields (Fields, Lee et Keaveny, 2010) montre également que le plateau supérieur d'une vertèbre est plus fin et plus fragile que le plateau inférieur. Ceci pourrait expliquer pourquoi le plateau supérieur se fracture avant le plateau inférieur. L'action du disque intervertébral a un rôle important à jouer dans la fracture du plateau supérieur. En effet, cette même étude (Fields, Lee et Keaveny, 2010) montre que l'expansion radiale du disque intervertébral suite à un chargement en compression augmente les contraintes dans le plateau cortical supérieur. Cette donnée est à relier avec la forme concave des plateaux intervertébraux (Rodriguez et al., 2012; Van der Houwen et al., 2010; Wang, Battie et Videman, 2012), qui favorisent la transmission de contraintes de cisaillement ajoutées à la compression pure subie par l'unité vertébrale considérée. Le modèle par éléments finis de Qiu (Qiu et al., 2006) montre que les contraintes transférées par le disque intervertébral au plateau supérieur se concentrent au milieu du plateau directement sous le nucleus pulposus, puis se répartissent sur l'ensemble du plateau en étant de moins en moins importantes plus on se rapproche de la périphérie. Cependant, les contraintes restent élevées sur le mur postérieur (voir Figure 1.15).

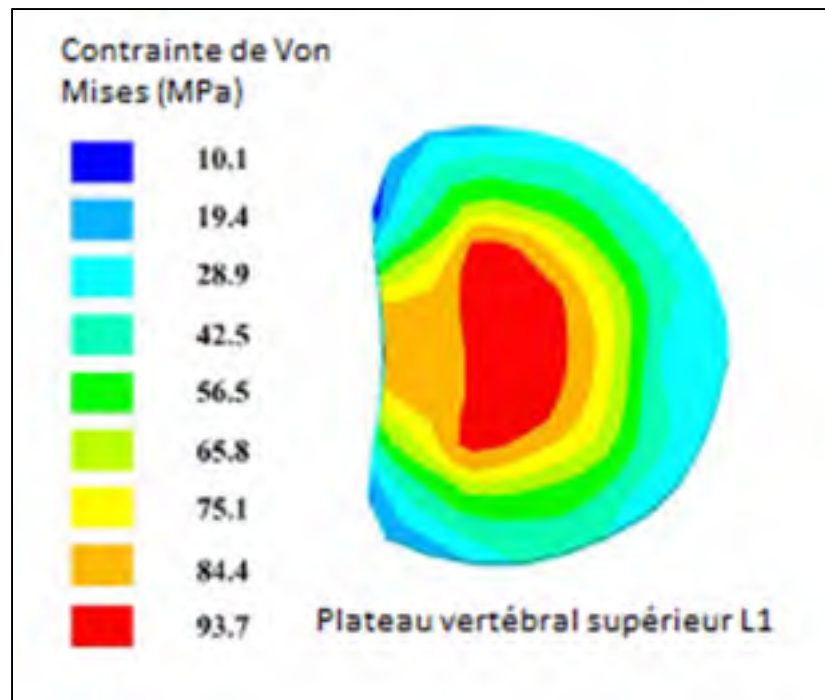


Figure 1.15 Répartition des contraintes sur le plateau supérieur du corps vertébral lors d'un chargement en compression
Adaptée de Qiu (2006)

Cette remarque amène aux études qui se sont intéressées au mur postérieur du corps vertébral et plus particulièrement à la racine des pédicules. Cette zone apparaît comme un site de concentration de contraintes majeures sous des conditions de chargement axiales (Hongo et al., 1999; Langrana et al., 2002; Qiu et al., 2006). Cette concentration de contraintes est due à la fois au fait que le cortex du canal vertébral s'amincit brutalement à la base des pédicules (Heggeness et Doherty, 1997; Holdsworth, 1970). De plus, un chargement axial provoque une réponse en contrainte sur les facettes articulaires situées sur l'arc vertébral et cette contrainte remonte le long des processus jusqu'au mur postérieur provoquant des efforts de cisaillement importants (Heggeness et Doherty, 1997; Ishikawa, 1995; Langrana et al., 2002; Sharma, Langrana et Rodriguez, 1998).

La racine des pédicules se trouve très proche des lignes trabéculaires caractéristiques du corps vertébral (Heggeness et Doherty, 1997). Les lignes trabéculaires renforcent l'os dans leur direction. Or, ces lignes trabéculaires ont une disposition particulière dans le corps

vertébral. Cette disposition entraîne des concentrations de contraintes autour d'une région formant un trapèze (voir Figure 1.16). L'association de la forme de ces lignes trabéculaires avec la proximité des racines des pédicules peut expliquer l'apparition d'un fragment de forme trapézoïdale lors des chargements en compression à haute énergie provoquant des fractures comminutives. La rétropulsion de ce fragment dans le canal rachidien peut s'expliquer par la pénétration du nucleus pulposus dans le centre du corps vertébral (Qiu et al., 2006), provoquant une surpression qui aurait pour conséquence de fendre ce dernier comme un coin (Ochia et Ching, 2002), allié aux efforts de cisaillement issus des facettes articulaires qui, tout en écartant les pédicules, vient provoquer la fracture du mur postérieur et laisse le champ libre pour la propulsion du fragment vers le canal rachidien (Heggeness et Doherty, 1997; Langrana et al., 2002).

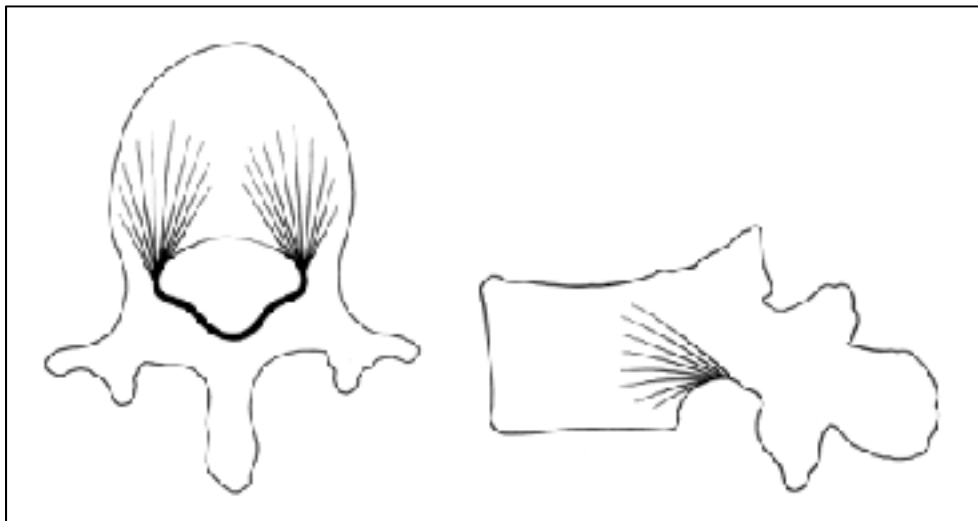


Figure 1.16 Schémas des lignes trabéculaires principales dans une vertèbre,
Adaptée de Heggeness (1997)

Il existe un manque de consensus à propos de la partie de la vertèbre qui se fracture en premier lors de l'apparition d'une fracture comminutive, soient le plateau supérieur (Eswaran, Gupta et Keaveny, 2007; Gertzbein et al., 1992; Qiu et al., 2006) ou la base des pédicules (Hongo et al., 1999; Langrana et al., 2002).

Malgré les études qui se sont consacrées à l'étude des fractures comminutives, aucun consensus n'a été trouvé pour définir son lieu d'initiation, son évolution dynamique précise ou l'impact des différents éléments concernés sur le mécanisme d'apparition. De plus, la plupart des éléments de compréhension avancés sont des hypothèses peu documentées.

1.2.8 Techniques de reproduction in vitro de fractures en compression

La plupart des modèles expérimentaux proposés dans la littérature pour reproduire des fractures du rachis en compression sont des modèles in vitro. L'échantillon utilisé est composé la plupart du temps de trois vertèbres et de deux disques intervertébraux et souvent extrait de la jonction thoracolombaire d'un spécimen humain ou de l'animal considéré. La jonction thoracolombaire est privilégiée pour des raisons de prévalence épidémiologique présentées plus tôt. Les spécimens animaux sont les plus souvent utilisés à cause de l'état de dégradation présenté par la plupart des spécimens humains donnés à la science comme expliqué auparavant.

Il existe différentes techniques utilisées dans la littérature pour essayer de reproduire des fractures avec des chargements en compression sur ces modèles.

La première, et la plus souvent utilisée, consiste en un lâcher de masse d'une hauteur variable sur un échantillon de colonne vertébrale (Brandolini, Kapur et Hall, 2014; Fredrickson et al., 1992; Jones et al., 2011; Oberkircher et al., 2016; Panjabi et al., 1995; Tsai, Chang et Lin, 1997; Verlaan et al., 2005; Wang et al., 2007b; Wilcox et al., 2004; Willen et al., 1984). Cette technique permet une contrainte brutale de type impact à haute énergie sur l'échantillon de colonne (voir Figure 1.17). Elle peut être utilisée avec une méthode dite directe qui consiste en un lâcher de masse unique, ou avec une méthode incrémentale qui consiste en plusieurs lâchers de masse successifs. Cette seconde méthode, qui permet une étude en plusieurs étapes de la formation de la blessure, a été évaluée comme donnant des résultats semblables à la méthode directe (Panjabi et al., 2000; Wang et al., 2007a). La limite principale de cette technique réside dans la hauteur permise par le plafond du laboratoire dans lequel se déroulent les essais. Or la hauteur de lâcher est le paramètre contrôlant la vitesse de l'impact créé. Cette vitesse a une grande influence sur l'énergie résultante.

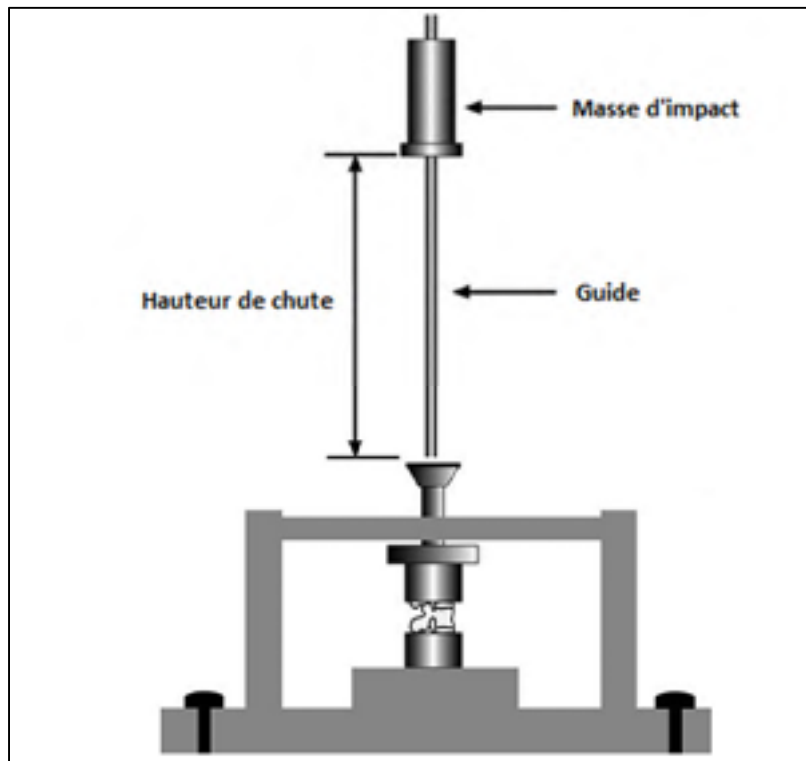


Figure 1.17 Schéma de technique par lâcher de poids
Adaptée de Wang (2007a)

La deuxième consiste à comprimer l'échantillon de colonne à l'aide d'un vérin de façon continue jusqu'à ce que la fracture apparaisse (Baranto et al., 2005; Boisclair et al., 2011; Langrana et al., 2002; Russell et al., 1992; Shirado et al., 1992; Turker et al., 2005). Cette technique permet un contrôle continu des paramètres de l'essai et notamment le déplacement et la force du chargement (voir Figure 1.18).



Figure 1.18 Technique par pression continue
Tirée de Turker (2005)

La troisième consiste à impacter l'échantillon de colonne positionné horizontalement avec une masse positionnée au bout d'un pendule et lâchée depuis une position surélevée. Cette technique permet également un chargement de type impact à haute énergie sur l'échantillon de colonne vertébrale (Germaneau et al., 2014). Elle se différencie du lâcher de masse droit par la direction horizontale du chargement lors de l'impact (voir Figure 1.19).

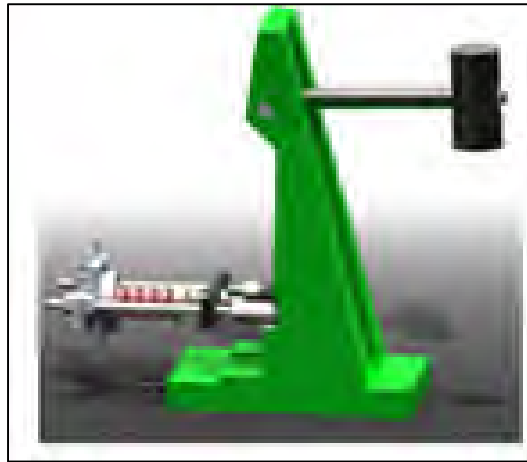


Figure 1.19 Technique par pendule
Tirée de Germaneau (2014)

D'autres techniques essaient de se rapprocher des conditions réelles d'apparition de fractures comminutives. Par exemple, certains utilisent un substitut de corps humain sur lequel ils vont fixer leur échantillon de colonne vertébrale (Ivancic, 2013). Le substitut est un mannequin de tests (voir Figure 1.19). Cette technique permet une représentation des muscles dans le modèle in vitro par l'intermédiaire de ressorts pré chargés.

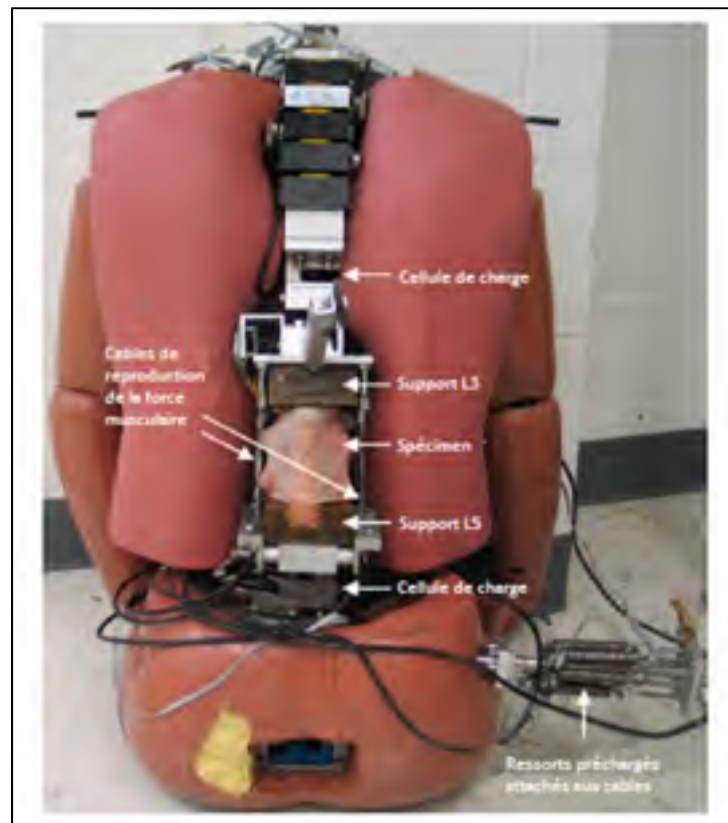


Figure 1.20 Technique chute d'un substitut
de tronc humain
Adaptée de Ivancic (2013)

Certaines équipes scientifiques font le choix de modifier les échantillons avant expérimentations en créant des défauts dans ceux –ci (voir Figure 1.21). Ces défauts peuvent être des coupes, des trous, des enlèvements de toutes sortes (ostéotomie, discectomie et corporectomie). Le but annoncé est de créer des fractures reproductibles (Cotterill, 1987; Kallemeier et al., 2008; Mermelstein, McLain et Yerby, 1998; Russell et al., 1992; Turker et al., 2005). Néanmoins, l'analyse de celles-ci perd de l'intérêt puisqu'il n'est pas certain que le mécanisme d'apparition des fractures soit représentatif des mécanismes vus chez les patients.

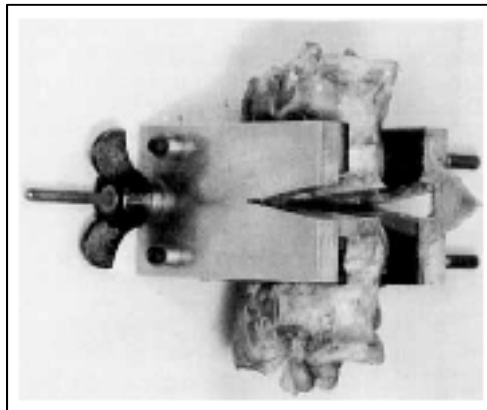


Figure 1.21 Photo d'un échantillon modifié, Tirée de Russel (1992)

La direction de chargement de l'échantillon est un paramètre variant d'une étude à l'autre et est souvent discutée. Parfois le chargement en compression pure est combiné à un chargement en flexion. En effet, certaines études ont conclu qu'un chargement alliant compression et flexion est idéal pour provoquer des fractures comminutives in vitro (Cotterill, 1987; Denis, 1983). Cependant, de nombreuses études utilisent un chargement en compression pure et certains trouvent même que ce type de chargement amène de meilleurs résultats (Boisclair et al., 2011). Les chargements comprenant de la flexion utilisent une direction déviant de la direction perpendiculaire au plan transverse de la vertèbre centrale de quelques degrés (entre 0 et 20°) alors que les chargements en compression pure utilisent un chargement dans l'axe de la vertèbre centrale (0°) (voir Figure 1.22).

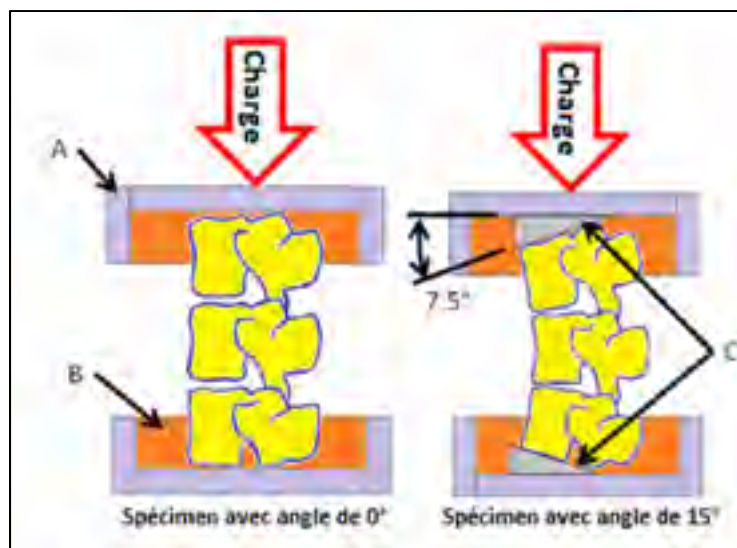


Figure 1.22 Exemple de chargement en compression pure et flexion/compression
Adaptée de Boisclair (2011)

Les techniques proposant un impact à haute vitesse semblent être les plus efficaces pour réaliser des fractures en compression et particulièrement des fractures comminutives proches des fractures vues en clinique d'après les résultats présentés dans la littérature. En effet, la vitesse d'impact, directement liée au taux d'énergie, est une caractéristique très importante des chargements provoquant ce type de fractures (Lee et al., 2000; Ochia et Ching, 2002; Ochia, Tencer et Ching, 2003; Tran et al., 1995; Yingling, Callaghan et McGill, 1997). Néanmoins, les fractures recréent *in vitro* ne sont pas nécessairement aussi sévères que les fractures vues en clinique. En effet, l'occlusion du canal rachidien, dans le cas de fractures comminutives, est par exemple beaucoup plus faible lors des essais (Langrana et al., 2002). Cette technique a jusqu'alors permis des impacts entre 50 J et 500 J. Or, si l'on calcule l'énergie cinétique provoquée par une chute de 4,4 m de hauteur (moyenne de hauteur de chute des personnes présentant des fractures comminutives d'après Bensch et al. 2006) pour une personne de 70 kg, alors on obtient 3020 J. Les impacts créés à l'aide de cette technique ne sont donc peut-être pas assez violents pour représenter la réalité.

1.3 Cinéradiographie à haute vitesse

Les blessures vertébrales traumatiques sont diagnostiquées grâce à l'imagerie médicale statique réalisée une fois que le patient est à l'hôpital. Or le manque de compréhension des mécanismes engendrant ces blessures est en grande partie dû à un déficit de connaissances entre le moment d'application du traumatisme et l'état fracturé des vertèbres. Une visualisation dynamique directe des différents éléments pouvant être impliqués dans ces mécanismes de fracture pourrait permettre d'en améliorer la compréhension. Il existe une technique pour visualiser de façon dynamique des éléments à l'intérieur du corps humain, la cinéradiographie. C'est une technique d'imagerie médicale qui permet de visualiser des structures en mouvement à travers le corps humain grâce aux rayons X.

1.3.1 Génération des rayons X

La première étape pour réaliser des cinéradiographies est de générer des rayons X. Ils sont émis lorsque des électrons, produits à partir d'un filament chauffé, percutent à très haute vitesse une anode.

L'anode est faite d'un matériau avec un numéro atomique élevé comme le tungstène par exemple. Lorsqu'un électron passe à proximité d'un noyau atomique de tungstène, celui-ci est dévié par la charge positive de l'atome ce qui provoque un ralentissement et une modification brusque de sa trajectoire. L'électron libère alors une partie de son énergie cinétique sous forme de rayonnement électromagnétique, ce sont les rayons X (Bushberg, 1998; Schueler, 2000; Seibert, 1997). Dans une machine à rayons X, ceci se produit dans un générateur appelé tube à rayons X (voir Figure 1.23).

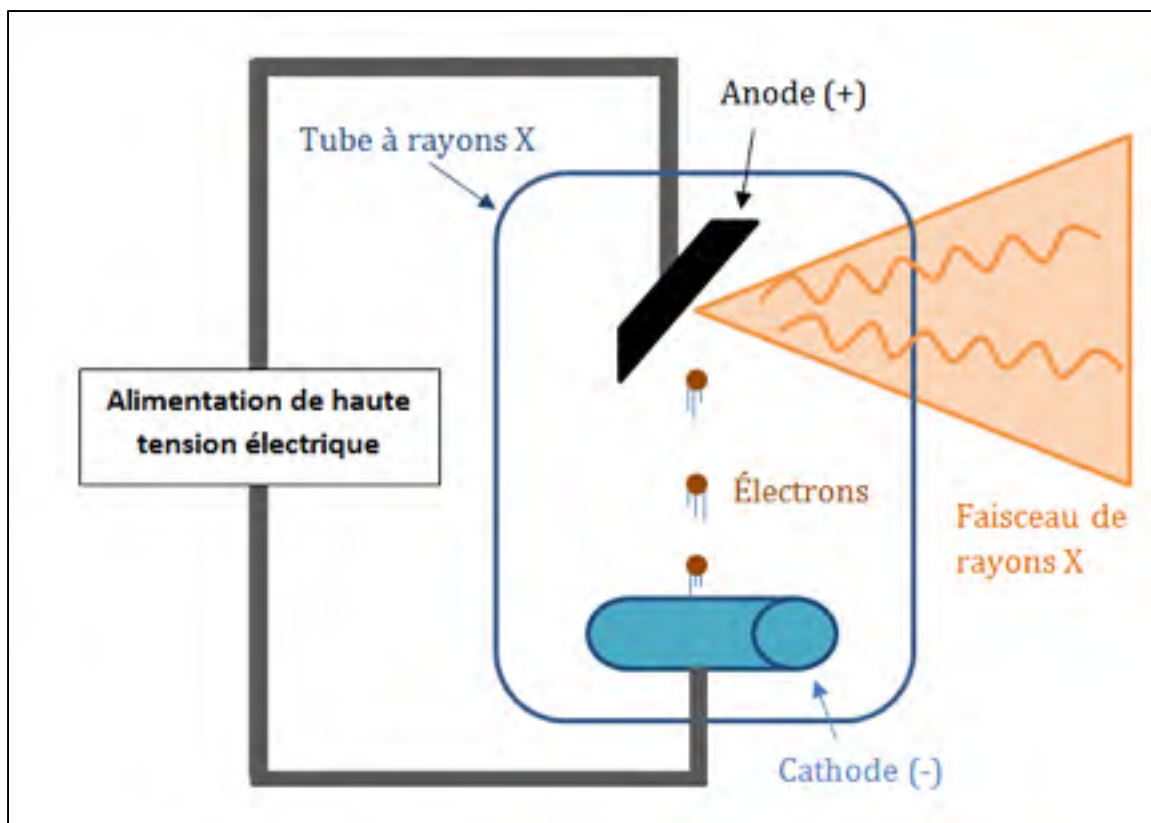


Figure 1.23 Schéma d'un générateur de rayons X

L'énergie des rayons X émise est dépendante de l'énergie initiale des électrons. Plus l'énergie initiale est élevée plus le faisceau de rayons X sera intense. L'intensité du faisceau découle du taux d'électrons atteignant l'atome cible provoquant la production de rayons X. Ce taux est lui-même fonction des paramètres du courant électrique en entrée du tube à rayons X. L'intensité électrique commande la quantité d'électrons et la tension commande leur puissance.

Après avoir été produits, les rayons X passent à travers des filtres directement en sortie du générateur. Ces filtres bloquent les rayons de faible énergie, car ils seraient inutiles dans le processus d'acquisition d'image tout en ionisant le patient. Ainsi, il est préférable de les éliminer pour limiter la dose de rayons X administrée.

Ensuite, la forme du faisceau de rayons X est commandée par le collimateur. Il est composé d'obturateurs radio-opaques et il est possible de modifier la taille et la forme de l'espace laissant passer les rayons X. Le faisceau de rayons X émergent a une forme conique. Plus le faisceau est concentré, moins l'image résultante est dispersée et plus le contraste est important. De plus, le fait de concentrer les rayons sur la zone d'intérêt tend à limiter le champ d'action du faisceau et à réduire la dose de rayonnement administrée au patient.

L'intensité d'un faisceau de rayons X est mesurée par son pouvoir pénétrant. En effet le rayonnement étant composé d'ondes sans masse, il est capable de traverser des objets qui sont solides. C'est cette capacité des rayons X qui permet d'obtenir des images d'objets à l'intérieur d'autres objets et notamment du corps humain. Les rayons X se propagent en ligne droite. Lorsqu'ils rencontrent de la matière, certains rayons la traversent, d'autres dévient dans de multiples directions, phénomène appelé diffusion. D'autres encore perdent leur énergie et se dissipent, ceci est appelé atténuation. La diffusion et l'atténuation des rayons X dépendent des caractéristiques de la matière traversée par le faisceau de rayons X. C'est grâce à ces deux phénomènes qu'une différence de contraste apparaît entre les solides de matières différentes photographiés par rayons X et donc que l'on est capable de discerner les différents éléments anatomiques composant le corps humain par exemple.

1.3.2 Capture des images cinéradiographiques à haute fréquence

Une fois que les rayons X ont traversé le sujet de l'image que l'on veut observer, ils arrivent sur l'amplificateur de brillance. C'est ici que l'image va apparaître pour la première fois. Le faisceau de rayons X rencontre une première surface recouverte d'une couche de phosphore à l'iodure de césium qui absorbe l'énergie des rayons X et la transforme en lumière visible. Ainsi les zones du faisceau qui n'ont pas été diffusées ni atténuées apparaissent claires et les zones qui ont plus subi de diffusion et d'atténuation apparaissent plus sombres. Une fois le faisceau d'énergie électromagnétique transformé en photons de lumière visible sur la première surface de l'amplificateur de brillance, ces derniers sont transformés en électrons par l'intermédiaire d'une photocathode. Chaque photon est converti en plusieurs électrons

qui vont être accélérés par un champ électrique à l'intérieur de l'enceinte de l'amplificateur de brillance. Ces électrons sont ensuite guidés vers une nouvelle surface plus petite recouverte d'un composé de zinc, de calcium et d'argent qui émet un grand nombre de photons lorsqu'il est traversé par des électrons. Le nombre de photons de lumière visible émis est beaucoup plus grand que celui obtenu après la première surface. De plus, la taille de la surface étant plus petite, les photons sont plus concentrés. Ainsi, l'image obtenue en sortie possède une brillance amplifiée par rapport à l'image qui aurait été obtenue en sortie de la première surface (Wang et Blackburn, 2000).

Enfin, une caméra filme cette dernière surface et permet la réalisation de cinéradiographies. Le caractère haute fréquence est obtenu grâce à l'utilisation d'une caméra performante capable de réaliser de très nombreuses images en un laps de temps très court.

L'ensemble des éléments permettant la réalisation de cinéradiographie, de la création des rayons X à l'enregistrement des images est regroupé en un outil appelé fluoroscope (voir Figure 1.24).

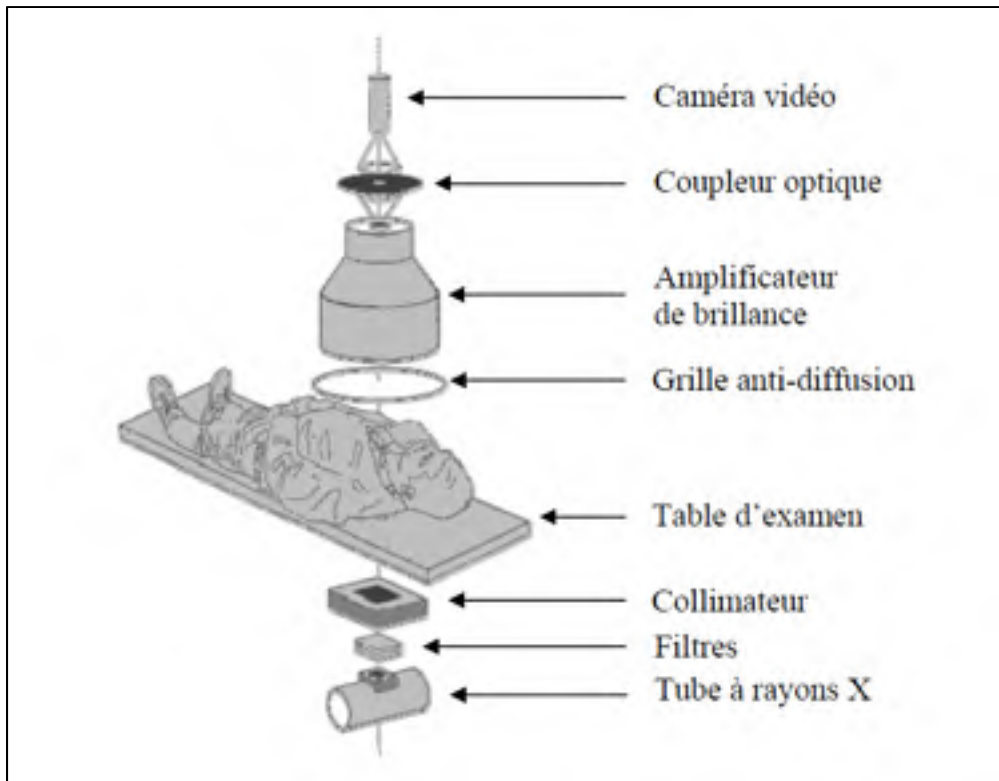


Figure 1.24 Composition d'un fluoroscope
Adapté de Bushberg (1998)

1.3.3 Limites de la cinéradiographie haute vitesse

La fréquence d'acquisition des films fluoroscopique est limitée par la luminosité générale de l'image. En effet, plus la fréquence d'acquisition de la caméra est élevée plus les images apparaissent sombres jusqu'au point où la distinction des différents objets est impossible.

La luminosité générale de l'image est contrôlée par de nombreux facteurs. Tout d'abord, l'énergie initiale du faisceau de rayons X en sortie du générateur va influencer sur la luminosité de l'image en sortie. Trop peu d'énergie dans le faisceau et l'objet sera sous exposé et apparaîtra comme une masse sombre à l'image, trop d'énergie dans le faisceau et l'objet sera surexposé et n'apparaîtra pas à l'image. Ensuite, plus l'amplificateur de brillance est de bonne qualité plus il sera capable d'amplifier la luminosité de l'image. Enfin, les paramètres optiques de la caméra vont influencer sur la luminosité générale de l'ensemble. L'ouverture du diaphragme va commander l'importance du flux de lumière qui peut rentrer dans la caméra. La vitesse d'obturation contrôle le temps d'enregistrement de la lumière correspondant à une

image. Plus ce temps est long, plus l'image sera lumineuse. La vitesse d'obturation est directement limitée par la vitesse d'enregistrement de la caméra, c'est-à-dire la fréquence d'acquisition. La fréquence d'acquisition de la caméra impose une période maximale durant laquelle on peut enregistrer la lumière correspondant à une image avant de passer à l'image suivante. On ne peut pas enregistrer une image pendant un temps plus long que l'inverse de la fréquence d'acquisition. Ainsi, la vitesse d'obturation maximale est toujours l'inverse de la fréquence d'acquisition dans le cas de films à haute vitesse.

Les images observées avec le fluoroscope présentent des distorsions, surtout à la périphérie (Wang et Blackburn, 2000). Ces distorsions sont appelées distorsions en « coussinets », elles tendent à grossir l'image et à ne pas rendre compte des distances réelles (voir Figure 1.25). Ce défaut peut être corrigé à l'aide d'algorithmes correcteurs (Brainerd et al., 2010; Gatesy et al., 2010).

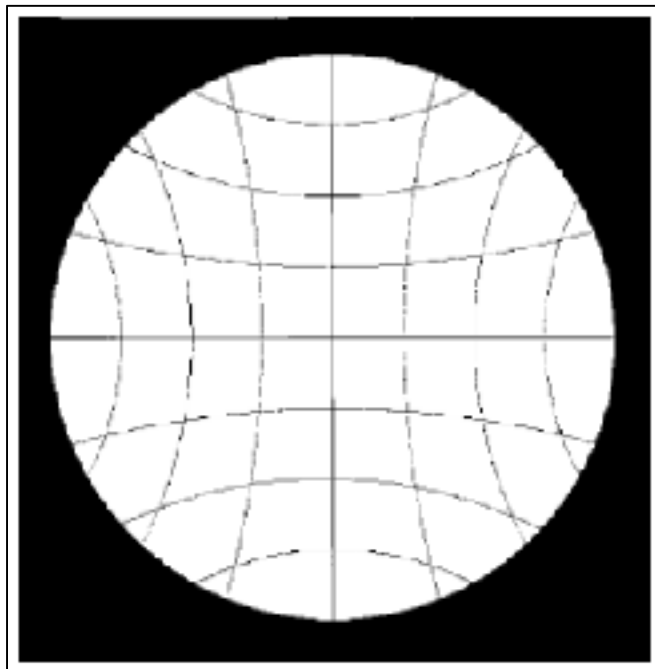


Figure 1.25 Distorsion en "coussinets"
Tirée de Wang (2000)

Comme expliqué plus haut, l'avantage des rayons X est qu'ils ont la capacité de traverser la matière et ainsi de permettre une visualisation à travers les objets. Néanmoins, cette capacité a des limites. En effet, la luminosité de chaque pixel composant l'image résultante est en fin de compte une soustraction de l'énergie initiale du faisceau de rayons X en sortie du générateur et de l'énergie déviée et atténuée par la traversée de tous les objets sur la route du faisceau de rayons X. Ainsi, l'information obtenue avec l'image résultante ne porte pas sur l'intérieur des objets, mais sur l'ensemble des obstacles qui ont été en travers du chemin du faisceau de rayons X, les processus de déviation et d'atténuation s'ajoutant. On ne pourra donc pas différencier deux objets d'opacité radiographique (propension d'un objet à dévier et atténuer les rayons X) similaires alignés dans le sens de propagation des rayons X car l'image en sortie donnera une superposition des objets. Il est donc parfois difficile d'obtenir des images radiographiques exploitables, c'est-à-dire sur lesquels tous les éléments voulus sont différenciables.

1.3.4 Application de la cinéradiographie en biomécanique

La cinéradiographie constitue un outil très intéressant pour observer in vitro les comportements dynamiques de différents éléments du corps humain. Une des applications les plus importantes est l'observation des mouvements des os, notamment au niveau des articulations. En effet, l'observation simple depuis l'extérieur du corps des mouvements des articulations est limitée par les mouvements de la peau et des autres tissus mous autour des os. Ces mouvements empêchent d'avoir une vision précise du comportement dynamique des articulations même en utilisant des marqueurs cutanés. Or, la cinéradiographie permet de s'affranchir en grande partie de ces limitations grâce à la radio opacité des tissus osseux qui est nettement plus importante que celle des tissus mous. La cinéradiographie biplan permet d'obtenir des cinéradiographies en trois dimensions, elle se définit par l'utilisation de deux fluoroscopes orientés différemment (Anderst et al., 2009; Brainerd et al., 2010). Pour améliorer la précision de l'étude du comportement biomécanique des articulations à l'aide de la cinéradiographie, certains sont allés jusqu'à créer des modèles en trois dimensions des os concernés avant de réaliser les cinéradiographies, à l'aide de clichés CT-scan ou IRM. Puis,

ils ont fait des cinéradiographies du mouvement des articulations, certains en ayant disposé des marqueurs radio opaques sur des positions précises des os. Enfin, ils ont recalé les modèles en trois dimensions sur les cinéradiographies, grâce aux marqueurs, et ainsi ont pu obtenir les comportements dynamiques d'articulations en trois dimensions (Brainerd, Moritz et Ritter, 2016; Iaquinto et al., 2014; Leardini et al., 2006; Moro-oka et al., 2008; Wang et al., 2015).

Les marqueurs utilisés dans ces études sont faits de matériaux très radio opaques (souvent métalliques) et apparaissent donc très contrastés et très sombres sur les images fluoroscopiques. Ils peuvent prendre différentes formes allant de la simple bille, aux flèches en passant par les croix et les lignes. Ils se fixent directement sur les tissus osseux la plupart du temps.

La cinéradiographie est également utilisée pour visualiser des organes, des tissus mous ou encore des flux de liquide dans le corps. Ces éléments anatomiques ne sont pas ou peu visibles grâce aux rayons X car ils sont peu denses. Par conséquent l'étude de ceux-ci requiert l'utilisation d'agent de contraste radio opaque injectable ou ingérable. Les agents de contraste utilisés pour la cinéradiographie contiennent de l'iode ou du baryum. Ceci leur permet d'être radio opaque, car l'iode et le baryum possèdent un numéro atomique élevé, ce qui leur confère une opacité importante. Ils sont le plus souvent injectés par voie veineuse ou artérielle et ils sont alors transportés par le sang jusqu'à l'organe à observer (Dias et al., 2001; Dias et al., 2016; Keller, Feinstein et Watson, 1987; Schmitt et al., 2002). Ils servent aussi parfois à améliorer le contraste d'éléments osseux (Handolin et Hiltunen, 2006).

1.3.5 Discographie

L'application de l'agent de contraste radio opaque liquide qui intéresse particulièrement ici est la discographie. Elle correspond à l'injection d'agent de contraste dans un disque intervertébral. Le but est d'obtenir une image du nucleus pulposus du disque concerné, de déceler si l'augmentation de pression engendrée par l'injection cause une douleur et

d'évaluer l'état de santé de la structure du nucleus pulposus (Derby et al., 2005a; Derby et al., 2005b; Hebelka, Brisby et Hansson, 2014; Holt, 1968; Shah et al., 2005; Shin et al., 2006; Walker et al., 2008). La discographie est utilisée en pratique pour les patients souffrant de douleur dans le bas du dos. Elle permet de déceler si un disque intervertébral en particulier est à l'origine de la douleur. L'agent de contraste utilisé est un agent liquide radio opaque non ionique (Carragee et al., 2009; Choi et al., 2011; Derby et al., 2005b; Hebelka et al., 2010; Shin et al., 2006). Le volume injecté est le maximum que peut recevoir le disque intervertébral (Walker et al., 2008). Dans l'état de l'art, le volume d'agent de contraste standard à injecter lors d'une discographie semble se situer autour de 3 à 3,5 mL (Choi et al., 2011; Derby et al., 2005b; Shin et al., 2006). Certaines discographies sont réalisées en mesurant la pression intradiscale pendant l'injection, dans ce cas le volume injecté est souvent défini par une augmentation de pression d'environ 100 psi dans le disque intervertébral, ce qui équivaut à 6,9 bars (Carragee et al., 2009; Choi et al., 2011; Hebelka et al., 2010; Shin et al., 2006). Les volumes d'agent de contraste injectés et l'augmentation de pression intradiscale qu'ils provoquent semble trop importante pour ne pas modifier la biomécanique locale du segment de vertèbres soumis à un chargement. C'est pourquoi cette étude veut utiliser des techniques issues de la discographie pour permettre la visualisation du nucleus pulposus lors de fractures vertébrales, mais en développant une méthode permettant l'injection d'un volume minimal d'agent radio opaque.

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS

2.1 Problématique

Les fractures vertébrales sont complexes et peuvent avoir des conséquences neurologiques extrêmement graves pour ceux qui en sont victimes. Les chirurgiens ont aujourd'hui des difficultés à apporter un traitement optimal aux patients, car il existe un manque de compréhension des mécanismes qui provoquent ces fractures. De toutes les fractures sur le rachis, les fractures comminutives sont parmi les plus prévalentes. Ces fractures représentent un tiers des blessures du rachis et un tiers des patients victimes de ces blessures montrent des atteintes neurologiques (Aebi, 2010; Magerl et al., 1994). Elles se produisent souvent dans des cas de chargement en compression à haute énergie sur les vertèbres (Bensch et al., 2006; Grivna, Eid et Abu-Zidan, 2015; Reinhold et al., 2010; Sundgren, Philipp et Maly, 2007; Tian et al., 2016; Wang et al., 2012). Ceci provoque l'éclatement du corps vertébral et notamment la rétropulsion d'un ou plusieurs fragments osseux dans le canal rachidien compressant ainsi la moelle épinière. De plus, ces blessures sont celles qui suscitent le plus d'interrogations chez les médecins notamment en ce qui concerne le choix du traitement à effectuer (Brandolini, Kapur et Hall, 2014; Jones et al., 2011; Langrana et al., 2002; Ochia et Ching, 2002; Panjabi et al., 1995; Qiu et al., 2006). De manière générale, la biomécanique des fractures du rachis, se produisant très rapidement avec des chargements à haute énergie, est peu connue et documentée. Les questions qui se posent concernent principalement le patron, le lieu d'initiation, l'évolution dynamique des fractures et l'implication des différents éléments entourant et composant la vertèbre. Une meilleure compréhension du mécanisme interne des blessures à la moelle épinière aiderait les médecins dans leur choix du traitement, tout en favorisant le développement de modèles prédictifs de réhabilitation, la conception de nouvelles techniques de prise en charge plus efficaces et moins contraignantes pour les patients et le design de dispositifs de protection plus performants.

Le mécanisme d'apparition des fractures vertébrales se produit sur un laps de temps très court et sur une section du corps humain, la colonne vertébrale, qui très complexe et chargée en éléments anatomiques ce qui les rend difficiles à observer en temps réel. Néanmoins, des réponses aux interrogations suscitées pourraient être apportées par la réalisation de films cinéradiographiques à haute vitesse de ces fractures reproduites lors d'essais *in vitro*. L'utilisation des rayons X donne une vue d'ensemble autant à l'extérieur qu'à l'intérieur de la vertèbre concernée et la fréquence d'acquisition élevée permet de collecter un maximum d'informations sur un laps de temps très court. L'analyse à haute vitesse permettrait une visualisation précise en temps réel des mécanismes de fractures à haute énergie.

Les études précédentes présentent l'action des disques intervertébraux, et plus précisément du nucleus pulposus, comme primordiale dans le mécanisme des fractures vertébrales (Fields, Lee et Keaveny, 2010; Lee et al., 2000; Qiu et al., 2006; Shirado et al., 1992). Ses déplacements et sa façon de répartir les chargements, notamment en compression, pourraient être cruciaux dans les phénomènes d'apparition des fractures. De plus, l'état lésionnel du disque intervertébral après fracture est mal documenté et mal connu. Or, c'est un facteur qui peut influencer grandement le choix de traitement, la convalescence du patient et son état de santé futur. Par conséquent, le nucleus pulposus est une zone d'intérêt importante et il est nécessaire de pouvoir suivre son action pendant le mécanisme de fracture. Or, à l'état naturel, il n'est pas possible de différencier le nucleus pulposus de l'annulus fibrosus dans le disque intervertébral sur des images radiographiques.

Afin de répondre efficacement aux manques de connaissances sur les blessures vertébrales et vérifier l'importance de l'action du nucleus pulposus dans les mécanismes de fracture, il apparaît donc nécessaire de le rendre visible aux rayons X. Cette étude s'inscrit dans cette problématique et propose une méthode de visualisation du nucleus pulposus par images radiographiques grâce à l'injection d'agent de contraste radio opaque liquide. Ces injections représentent un ajout de matière dans le disque intervertébral et pourrait, à l'instar de la discographie (Carragee et al., 2009; Choi et al., 2011; Hebelka et al., 2010; Shin et al., 2006), modifier la pression intradiscale de façon importante. Ainsi, cette étude quantifie également

l'impact de ces injections sur ce paramètre biomécanique du modèle considéré qui pourrait modifier les mécanismes de fractures obtenus. Enfin, ce travail évalue le potentiel de la visualisation du nucleus pulposus sur cinéradiographie à haute vitesse pour l'étude de fractures vertébrales en présentant des films de fractures en compression.

2.2 Objectifs

L'objectif principal de ce mémoire est de proposer une solution pour rendre le nucleus pulposus visible pour la réalisation de films cinéradiographiques à haute vitesse de fractures vertébrales.

Pour répondre à l'objectif principal, trois objectifs secondaires ont été définis :

O1. Développer une méthode pour rendre l'ensemble du nucleus pulposus radio opaque, c'est-à-dire visible sur les images tirées de rayons X, à l'aide d'injections d'agent de contraste radio opaque liquide, suivies d'une période de diffusion pour permettre son mélange homogène. La réalisation de cet objectif dépend de l'injection et la répartition d'une quantité minimale d'agent de contraste radio opaque liquide dans l'ensemble du nucleus pulposus des disques intervertébraux considérés.

O2. Évaluer l'impact de l'injection d'agent radio opaque liquide dans le nucleus pulposus sur les caractéristiques biomécaniques du disque intervertébral en lien avec la création de fractures. On évaluera ici l'impact des injections sur la pression intradiscale. L'analyse des résultats provenant du premier objectif et du second objectif doit permettre d'identifier un volume d'injection d'agent radio opaque ayant le meilleur compromis entre visualisation complète du nucleus pulposus et impact minimal sur la pression intradiscale.

O3. Réaliser des films cinéradiographiques à haute vitesse de fractures vertébrales sur des modèles in vitro dont les nucleus pulposus sont rendus radio opaques grâce à la méthode développée à travers les objectifs 1 et 2. Vérifier que l'action du nucleus pulposus est visible et identifiable et évaluer le potentiel de la cinéradiographie à haute vitesse pour l'étude des fractures vertébrales à haute énergie.

CHAPITRE 3

VISUALISATION DU NUCLEUS PULPOSUS

Ce chapitre couvre les méthodes et les résultats nécessaires à l'étude de la visualisation du nucleus pulposus suite à l'injection d'agent de contraste radio opaque. L'objectif est de quantifier un volume d'injection minimum permettant d'obtenir une tache radio opaque représentative de l'ensemble du nucleus pulposus dans le disque intervertébral. L'étude de différents volumes d'injection suivis d'une période de diffusion a été réalisée dans le but de répondre à cet objectif.

3.1 Méthodes

3.1.1 Préparation des spécimens de disques intervertébraux

Les échantillons animaux utilisés dans cette étude sont issus de spécimens cadavériques de porcs femelles âgés de 6 à 8 mois et pesant environ 100 kg. Ils ont été acquis auprès de l'abattoir local.

Pour répondre aux deux premiers objectifs, il est nécessaire d'effectuer des essais comprenant des disques intervertébraux. La première étape de la préparation des échantillons de disques intervertébraux est de nettoyer les spécimens de colonne vertébrale. Le nettoyage consiste à enlever le maximum de tissus musculaires autour des vertèbres et des disques intervertébraux à l'aide de matériel de chirurgie. Ensuite, les disques intervertébraux de la zone thoracolombaire sont retirés en sciant à travers les plateaux vertébraux dans le plan transverse. Enfin, comme les disques intervertébraux seuls serviront pour des tests où ils ne seront pas soumis à des chargements, les articulations et les points de contact entre les vertèbres superposées autour de l'arc vertébral n'ont pas d'influence. Ils sont donc retirés ainsi que le résidu de moelle épinière présent dans le canal rachidien, dans un souci de

diminuer la quantité d'information superposée sur les images radiographiques dans la zone du disque intervertébral. Un exemple de disque intervertébral préparé est illustré à la Figure 3.1.

Les spécimens sont conservés enveloppés dans des gazes humides dans des sacs plastiques dans un congélateur à -23°C . Ils sont retirés du congélateur avant les essais pour permettre leur décongélation. Une attention particulière a été portée sur le fait que les spécimens participant aux mêmes séries de tests soient compris dans le même cycle de congélation pour minimiser l'influence du nombre de cycles de congélation sur les résultats, tel que proposé par Tremblay et al. (Tremblay et al., 2015).

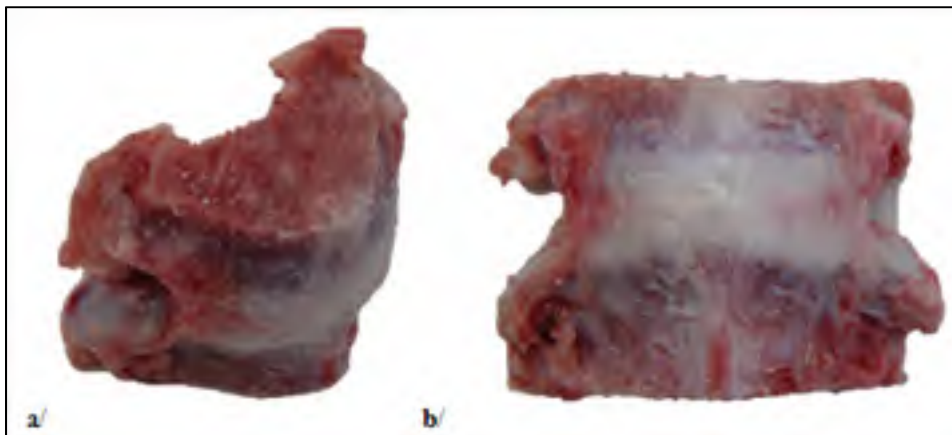


Figure 3.1 Exemple de disque intervertébral préparé :
a/Vue oblique, b/ Vue frontale

3.1.2 Injection de l'agent radio opaque

La méthode envisagée pour la visualisation du nucleus pulposus sur des films cinéradiographiques est de le rendre radio opaque grâce à l'injection d'agent de contraste radio opaque liquide non ionique (Visipaque , iodixanol 320 mg/mL, GE Healthcare, Little Chalfont, R.-U.). Une méthode a été développée dans ce but sur des disques thoraciques de porcs.

Dans un premier temps, l'agent radio opaque liquide est retiré de son flacon à l'aide d'une seringue et d'une aiguille. La seringue choisie contient 1mL de liquide au maximum, car des prétests ont montré qu'il était très difficile d'injecter plus de 0,4mL dans le nucleus pulposus d'un disque intervertébral thoracique de porc. De plus une des contraintes est d'être précis à plus ou moins 0,01mL près, compte tenu des quantités d'injection souhaitées. L'aiguille utilisée est très fine (19G1½), car le trou doit être le plus petit possible dans le souci de limiter au minimum la taille de la perforation dans les disques intervertébraux, et particulièrement de l'annulus fibrosus, durant le processus d'injection. L'aiguille est donc insérée dans le disque intervertébral concerné depuis la face antérieure dans la direction antéro-postérieure jusqu'à ce que la pénétration de l'aiguille dans le nucleus pulposus se fasse ressentir. Ceci se traduit par une facilité soudainement accrue de l'insertion. Puis, en exerçant une pression sur le vérin de la seringue, une injection d'un tiers de la quantité d'agent radio opaque totale souhaitée dans le disque intervertébral est réalisée. Le vérin de la seringue est maintenu en place pendant une dizaine de secondes pour être certain que l'agent radio opaque liquide se soit bien répandu dans le nucleus pulposus. L'aiguille et la seringue sont retirées puis insérées à nouveau depuis un côté dans le disque intervertébral. Un tiers de la quantité d'agent radio opaque liquide au total est injecté de la même façon que précédemment. Enfin le dernier tiers est injecté depuis le côté opposé à la dernière injection. Cette triple injection a été préférée à une injection directe de la quantité totale, car elle permet une meilleure répartition initiale de l'agent radio opaque dans le nucleus pulposus.

3.1.3 Volumes d'agent radio opaque injectés

La réalisation du premier objectif nécessite d'expérimenter le volume d'injection d'agent radio opaque et son mélange au sein du nucleus pulposus. Un des sous objectifs de cette série d'essais est de quantifier le volume minimal d'agent radio opaque qu'il faut injecter pour rendre l'ensemble du nucleus pulposus visible sur des images radiographiques. Des prétests ont montré que cette quantité se situe autour de 0,15mL, c'est pourquoi il a été choisi de considérer trois volumes d'injection différents dans trois disques intervertébraux : 0,12mL, 0,15mL et 0,18mL. Les volumes d'injection sont tous des multiples de trois comme

l'injection totale s'effectue en trois sous injections de volumes équivalents. Les injections ont été réalisées dans 3 disques intervertébraux issus d'un échantillon de colonne porcine T8-T12. Il a été également choisi d'utiliser un disque intervertébral dans lequel aucune injection d'agent radio opaque n'a été réalisée afin de servir de témoin pour les autres disques. Le volume d'agent radio opaque injecté dans chacun des disques intervertébraux a été défini aléatoirement afin de limiter l'influence de la variabilité inter disques (voir Tableau 3.1).

Tableau 3.1 Volume d'agent radio opaque injecté dans les disques pour les tests de visualisation

Disque	T8-T9	T9-T10	T10-T11	T11-T12
Volume injecté (mL)	0,12	0,0	0,18	0,15

Une fois injecté dans le nucleus pulposus l'agent radio opaque liquide n'est pas tout de suite mélangé uniformément dans le matériel visqueux qui compose le nucleus pulposus. Il faut donc atteindre une solution radio opaque homogène de l'ensemble du nucleus pulposus. La méthode de mélange qui a été retenue est la méthode par diffusion au cours du temps. En effet il a été observé au cours de prétests que le liquide radio opaque se répand par diffusion au cours du temps dans le nucleus pulposus jusqu'à obtenir une solution homogène.

3.1.4 Mesure de la diffusion du mélange

L'un des sous objectifs de cette série d'essais étant de quantifier le temps de diffusion optimal de l'agent radio opaque liquide dans le matériel visqueux du nucleus pulposus, il faut mesurer l'état d'avancement de ce processus. La méthode choisie prévoit la comparaison de la taille de la tache radio opaque dans le disque intervertébral avec les dimensions de la cavité réelle du nucleus pulposus. L'évolution de l'état d'avancement a été évaluée par tranche de 2 heures, car le processus est relativement lent, en utilisant des images radiographiques. Durant tout le processus, les spécimens de disques intervertébraux utilisés ont été entreposés dans une boîte réfrigérante permettant leur conservation dans de bonnes

conditions jusqu'à la fin des essais sans pour autant leur imposer de nouveaux cycles de congélation et décongélation.

Juste après l'injection d'agent radio opaque, l'ensemble des disques a été photographié deux fois à l'aide du fluoroscope. Les images ont été prises selon les vues latérale et antéro-postérieure en s'assurant qu'une règle radio opaque permettant de calibrer les mesures soit bien visible aux côtés des spécimens sur les images. Puis, l'ensemble des disques a été entreposé dans une boîte réfrigérante pendant 2 heures. Une fois les deux premières heures passées les disques ont été photographiés à nouveau selon les vues latérale et antéro-postérieure de la même façon. Les deux dernières étapes ont été répétées pendant 8 heures à compter de l'injection, c'est-à-dire 5 fois. Ensuite l'ensemble des spécimens a été laissé dans la boîte réfrigérante pendant une nuit. Puis, 24 heures après l'injection, les disques ont de nouveau été photographiés toutes les deux heures pendant 8 heures à partir de la première série d'images fluoroscopiques. Ainsi, il a été obtenu une série de dix images fluoroscopiques dans deux plans différents sur une échelle de temps de 32 heures des disques intervertébraux injectés d'agent radio opaque (voir Tableau 3.2).

Tableau 3.2 Correspondance entre le temps de diffusion après injection et les images radiographiques réalisées

Temps après injection	Numéro de l'image
Injection	Image 1
2h	Image 2
4h	Image 3
6h	Image 4
8h	Image 5
24h	Image 6
26h	Image 7
28h	Image 8
30h	Image 9
32h	Image 10

La méthode de fonctionnement du fluoroscope est amplement expliquée dans le chapitre 5. L'ensemble des images radiographiques effectuées dans ce chapitre ont été réalisées d'après la méthode présentée au chapitre 5.1.2.4.

3.1.4.1 Traitement d'image

Les images radiographiques présentant l'évolution de la visualisation de la tache radio opaque dans les disques intervertébraux ont été traitées sur le logiciel Matlab (MathWorks, Natick, MA, USA). L'algorithme développé convertit les images radiographiques en niveaux de gris en matrice de deux dimensions où chaque élément représente un pixel. Ces éléments sont des valeurs entières allant de 0 à 255 correspondant au niveau de gris du pixel concerné. La valeur 0 correspond au niveau de gris le plus sombre alors que 255 correspond au niveau de gris le plus clair. Les 256 variations correspondent aux 8 bits de profondeur de couleurs des images radiographiques tirées du fluoroscope.

L'algorithme effectue des opérations sur ces matrices par l'intermédiaire de fonctions de l'atelier Image Processing Toolbox de Matlab. Précisément, le contraste de l'image est amélioré en effectuant un équilibrage de l'intensité lumineuse des pixels région par région de manière à ce que l'histogramme des niveaux de gris de chaque région soit uniformisé à 64 valeurs. Une fois l'équilibrage de chaque région effectuée, les frontières de celles-ci sont éliminées artificiellement en utilisant une interpolation bilinéaire. L'ensemble de cette opération est réalisé grâce à la fonction `adapthisteq` avec pour coefficient par défaut 0,5. Ensuite, la fonction `imadjust` est utilisée pour uniformiser globalement le spectre de niveau de gris sur la totalité des variations disponibles. Les paramètres de la fonction n'ont pas été retouchés, ainsi 1% des pixels sont fixés au niveau de gris le plus faible et 1% des pixels sont fixés au niveau de gris le plus élevé. Le résultat final obtenu est une image avec une répartition des niveaux de gris plus étendue sur le spectre global et des contrastes mieux définis. Un exemple du résultat en images et de leurs histogrammes 3D représentant leurs spectres de niveaux de gris est présenté sur la Figure 3.2.

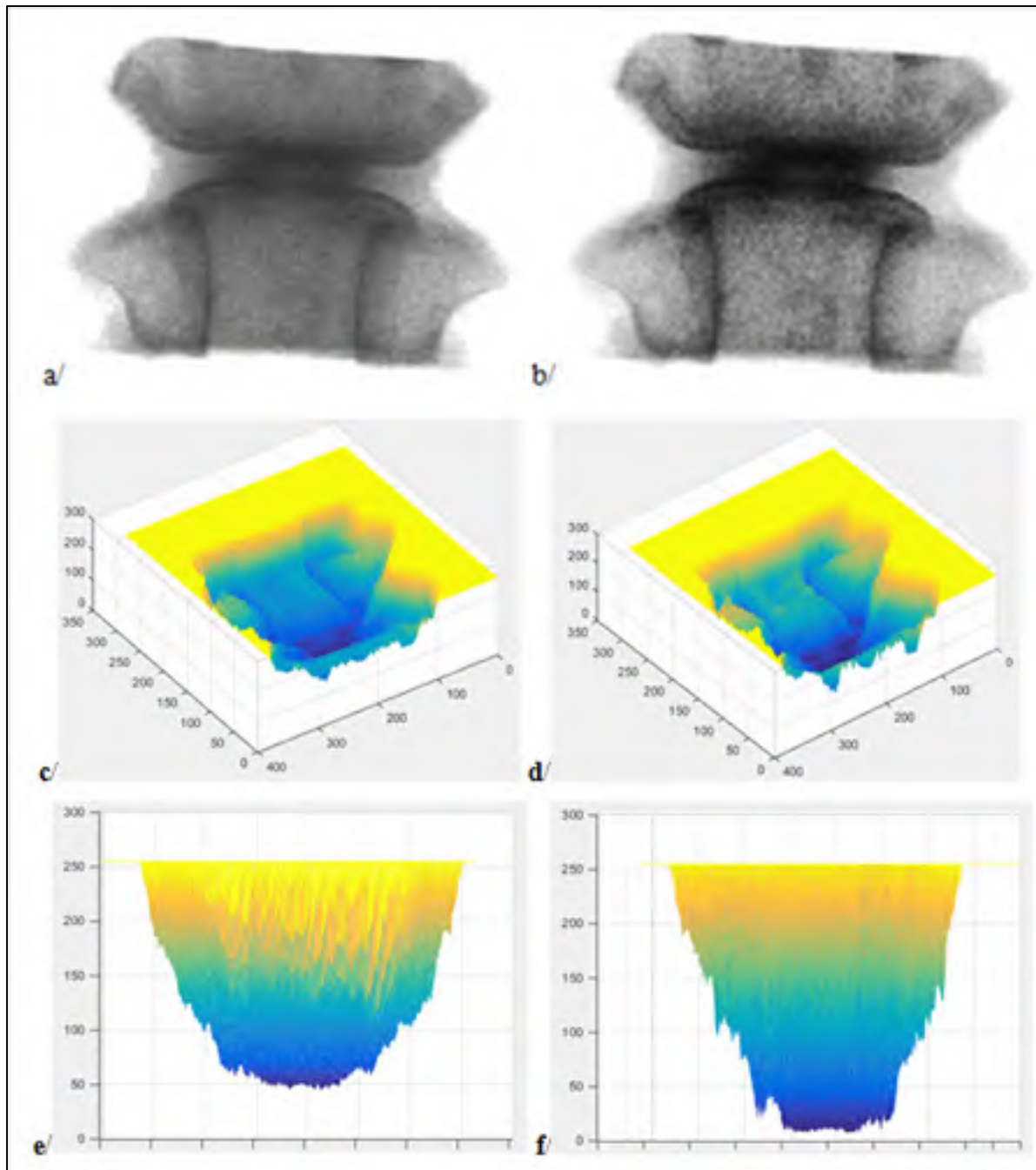


Figure 3.2 Exemple du résultat de traitement d'image : a/Image originale, b/Image traitée, c/Vue globale du spectre de niveau de gris de l'image originale, d/Vue globale du spectre de niveaux de gris de l'image traitée, e/Projection dans le plan transverse du spectre de niveaux de gris de l'image originale, f/Projection dans le plan transverse du spectre de niveaux de gris de l'image traitée

Enfin, les images sont binarisées, c'est-à-dire que les pixels sont transformés en pixels noirs ou blancs en fonction de leur niveau de gris. Le seuil de binarisation définit la valeur de niveaux de gris limite entre les pixels noirs et blancs. Le seuil est une valeur comprise entre 0 et 1 qui est rapportée proportionnellement au spectre sur lequel est codée l'image en niveau de gris. C'est-à-dire que dans l'exemple des images de cette étude codées en niveau de gris allant de 0 à 255, si la valeur du seuil est 0,5 alors tous les pixels étant de niveau de gris égal ou inférieur à 127 seront transformés en noir et les pixels étant de niveau de gris supérieur à 127 seront transformés en blancs. Les valeurs de seuil qui ont été définies pour les images de disques intervertébraux dans cette étude correspondent à la limite pour que le disque intervertébral apparaisse entièrement blanc sur les images. Ainsi tous les pixels apparaissant noir dans la zone du disque intervertébral appartiennent à de la matière contenant de l'agent radio opaque. Le seuil est défini pour chaque spécimen en fonction du point de vue de l'image, car, bien que les paramètres d'imagerie restent les mêmes pour chaque image, la variabilité géométrique entre les spécimens fait que les niveaux de gris résultants dans la zone du disque intervertébral varient entre chacun d'eux et en fonction du point de vue (voir Tableau 3.3). Ainsi, la binarisation des images est robuste par rapport à cette variabilité.

Tableau 3.3 Seuil de binarisation pour chaque spécimen en fonction du point de vue de l'image

Disque	Frontal T8-T9	Frontal T9-T10	Frontal T10-T11	Frontal T11-T12	Latéral T8-T9	Latéral T9-T10	Latéral T10-T11	Latéral T11-T12
Seuil	0,518	0,594	0,538	0,488	0,588	0,598	0,548	0,458

Ces opérations de traitement d'image permettent de limiter la variabilité des mesures de dimensions des taches radio opaques dans le nucleus pulposus. En effet, une fois que le processus de diffusion est enclenché, la frontière de la tache radio opaque devient de plus en plus floue et difficile à définir au cours du temps (voir Figure 3.3).

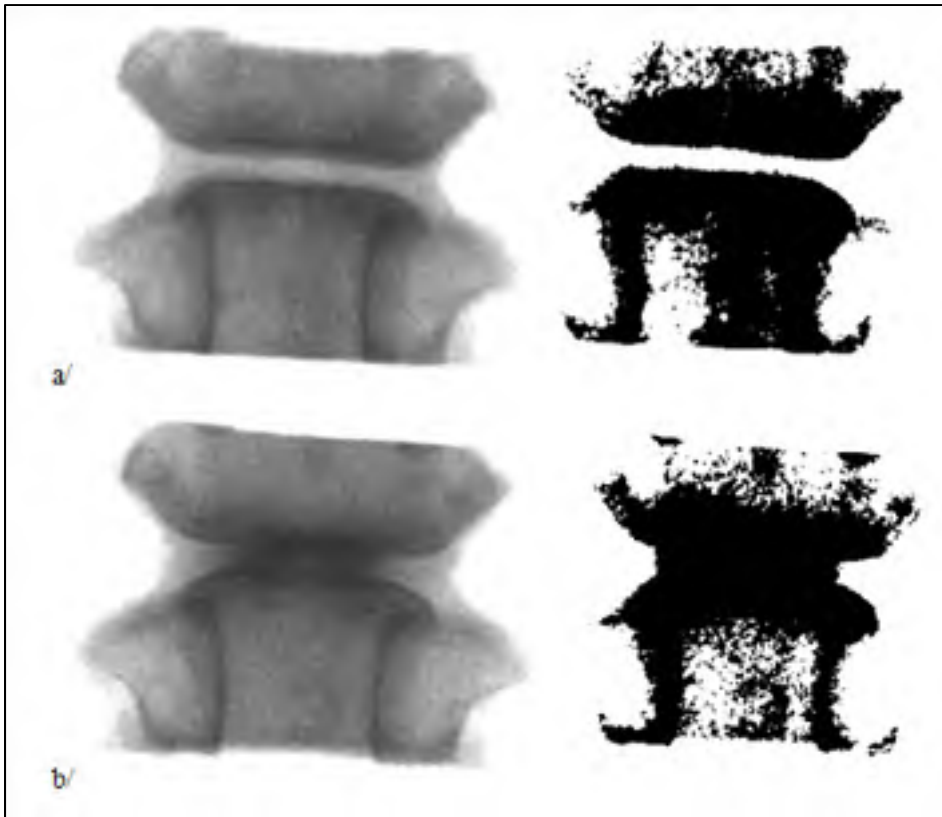


Figure 3.3 Traitement de binarisation appliqué sur une image radiographique d'un disque intervertébral :
a/ avant injection, b/ 24h après injection

3.1.4.2 Mesure des dimensions de la tache radio opaque

Pour évaluer l'avancement de la diffusion de l'agent radio opaque, la largeur de la tache radio opaque a été mesurée. La mesure a été réalisée à l'aide du logiciel ProAnalyst (ProAnalyst, Xcitex Inc, Davenport, MA, É.-U.). L'outil curseur a été utilisé pour mesurer le nombre de pixels séparant les deux extrémités de la tache radio opaque. La règle radio opaque présente sur toutes les images a permis de convertir cette distance de pixels en millimètres (voir Figure 3.4). Les images binarisées ont été utilisées afin d'obtenir comme résultat la largeur maximale de la tache radio opaque au sein du nucleus pulposus. Ces mesures ont été réalisées pour les images dans les plans frontal et latéral pour chaque temps de diffusion.

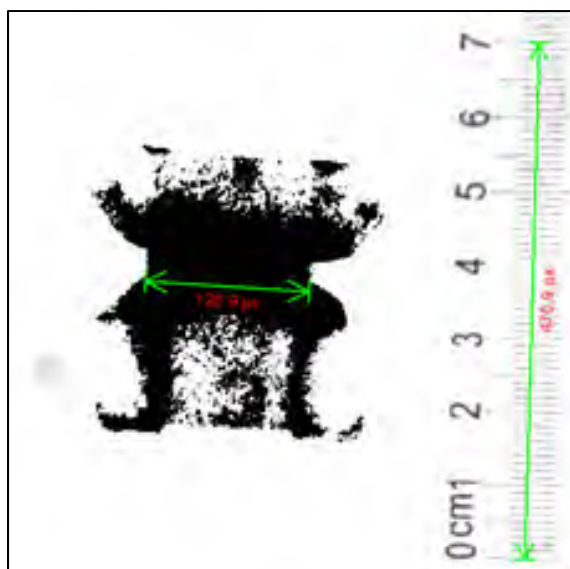


Figure 3.4 Mesure des dimensions
de la tache radio opaque
dans un disque intervertébral
sur une image radiographique binarisée

3.1.4.3 Évaluation du contraste de la tache radio opaque

La binarisation des images radiographiques permet de visualiser les frontières latérales précises de la tache radio opaque au sein du nucleus pulposus, mais elle ne permet pas de quantifier son contraste. La superposition des images binarisées et originales a permis d'isoler les taches radio opaques sur les images originales. Ainsi, il a été possible de calculer la valeur de niveaux de gris moyen, le niveau de gris maximum ainsi que l'écart type des niveaux de gris exclusivement sur la tache radio opaque. Ces mesures permettent de quantifier l'évolution du contraste de la tache radio opaque.

L'opération d'isolation de la tache radio opaque a été réalisée à l'aide du logiciel Mimics (Materialise, Louvain, Belgique). La méthode consiste à importer sur le logiciel l'image originale encadrée par deux images identiques de sa version binarisée au seuil définissant la visualisation de la tache radio opaque évalué précédemment. Les images binarisées sont les mêmes que celles utilisées pour effectuer les mesures de dimensions de la tache radio opaque. Un masque de la tache radio opaque respectant précisément ses frontières dans le

disque intervertébral est réalisé sur les deux images binarisées. Ce masque est ensuite interpolé sur l'image originale centrale, puis il est retravaillé pour que la frontière du nucleus pulposus avec les plateaux vertébraux soit respectée. Ainsi on obtient un masque isolant la tache radio opaque du reste de l'image (voir Figure 3.6).

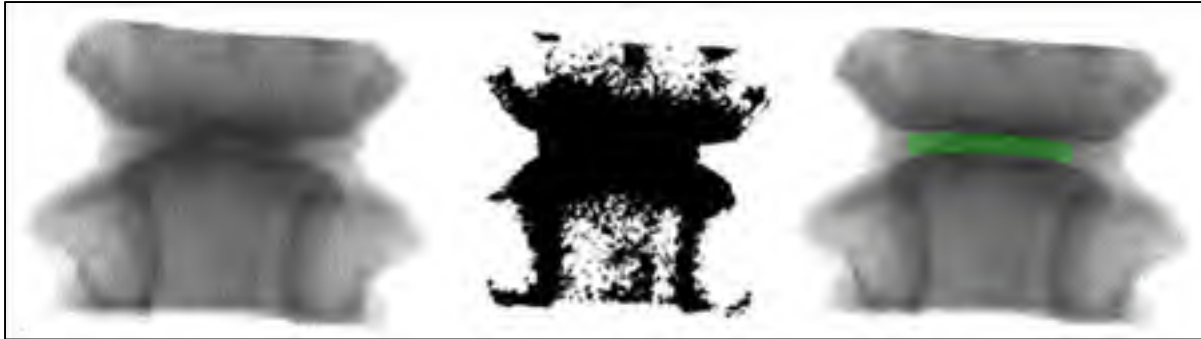


Figure 3.5 Exemple de masque (en vert) de la tache radio opaque réalisé grâce à la superposition des images binarisée et originale sur le logiciel Mimics

3.1.4.4 Mesure des dimensions du nucleus pulposus réel

Les spécimens injectés ont été disséqués en les coupant en deux dans le plan transversal au centre du disque intervertébral avec un scalpel. Le nucleus pulposus a été retiré. Puis les dimensions de la cavité du nucleus dans les disques intervertébraux ont été mesurées à l'aide d'un pied à coulisse étalonné. Les mesures ont été prises dans deux directions différentes, les largeurs perpendiculaires dans le plan transversal qui correspondent aux plans des images prises avec le fluoroscope (plans latéral et frontal). Ainsi, des mesures de la largeur (gauche droite) et de la profondeur (antéro-postérieure) maximale et minimale de la cavité du nucleus pulposus ont ainsi été obtenues pour chacun des disques intervertébraux considérés (voir Figure 3.6). Les mesures ont été effectuées cinq fois et une moyenne des mesures prises a été retenue comme mesure finale des dimensions.

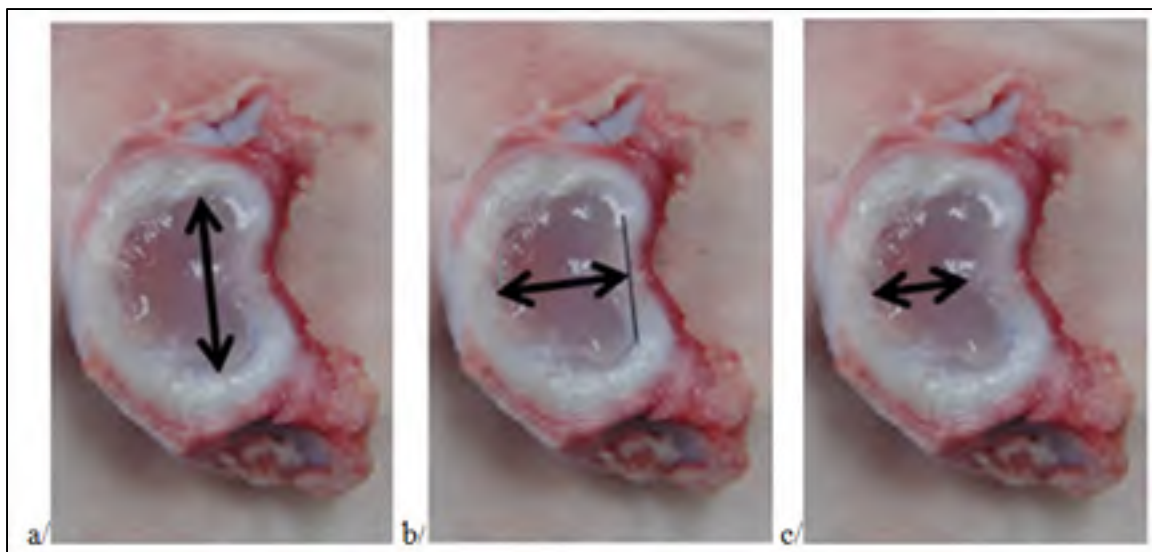


Figure 3.6 Dimensions de la cavité du nucléus pulposus mesurées sur les disques intervertébraux : a/ largeur, b/ profondeur maximale et c/ profondeur minimale

Enfin les mesures de dimensions des taches radio opaques ont été comparées avec les mesures de dimensions de la cavité réelle du nucleus pulposus dans le but d'évaluer l'efficacité de l'injection d'agent radio opaque pour visualiser l'intégralité du nucleus pulposus.

3.1.5 Boîte réfrigérante

Une boîte réfrigérante a été développée pour permettre la conservation des spécimens, sans les congeler, pendant une durée prolongée tout en laissant possible l'utilisation de capteurs à l'intérieur. Une boîte en polystyrène a été utilisée et des rainures y ont été faites pour permettre le passage de câbles à l'intérieur depuis l'extérieur. Des pains de glace ont été utilisés pour refroidir l'environnement tout au long des tests effectués à l'intérieur de la boîte et un thermocouple a été utilisé pour surveiller la valeur de la température en temps réel.

3.2 Résultats

Les sections suivantes présentent les résultats des mesures de dimensions de la cavité du nucleus pulposus, des mesures de dimensions et de l'évaluation du contraste des taches radio opaques.

3.2.1 Dimensions de la tache radio opaque

Les résultats sont organisés en fonction des disques intervertébraux et du temps suite à l'injection d'agent radio opaque dans le nucleus pulposus. Les tableaux des mesures de largeur maximale vue frontale et de profondeur (vue latérale) de la tache radio opaque visible sur les images radiographiques sont présentés à l'ANNEXE I. Les courbes de l'évolution de la largeur des taches radio opaques au cours du temps en vue frontale et latérale sont présentées sur les Figures 3.7 et 3.8 respectivement.

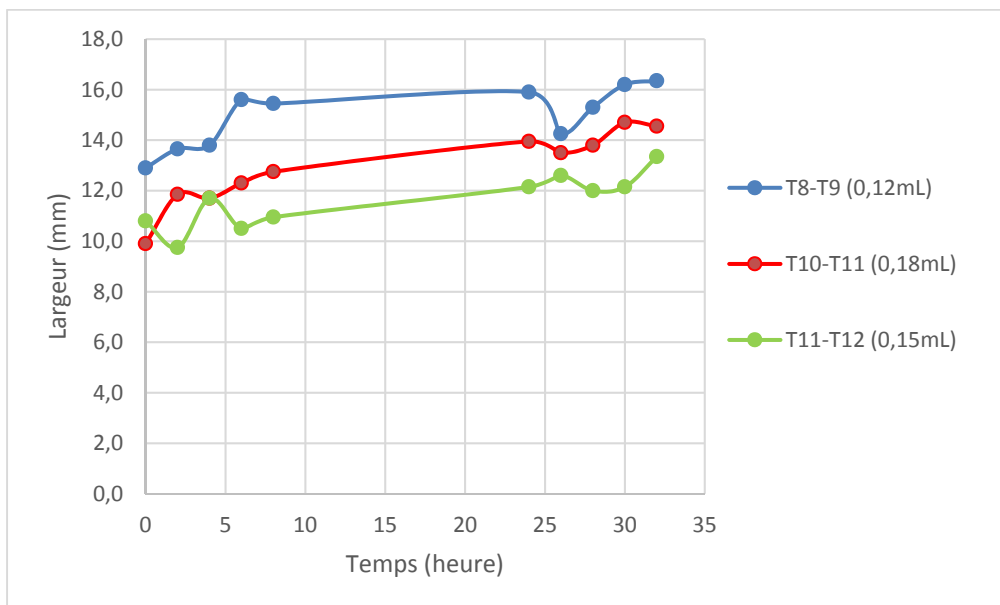


Figure 3.7 Évolution de la largeur des taches radio opaques en vue latérale en fonction du temps

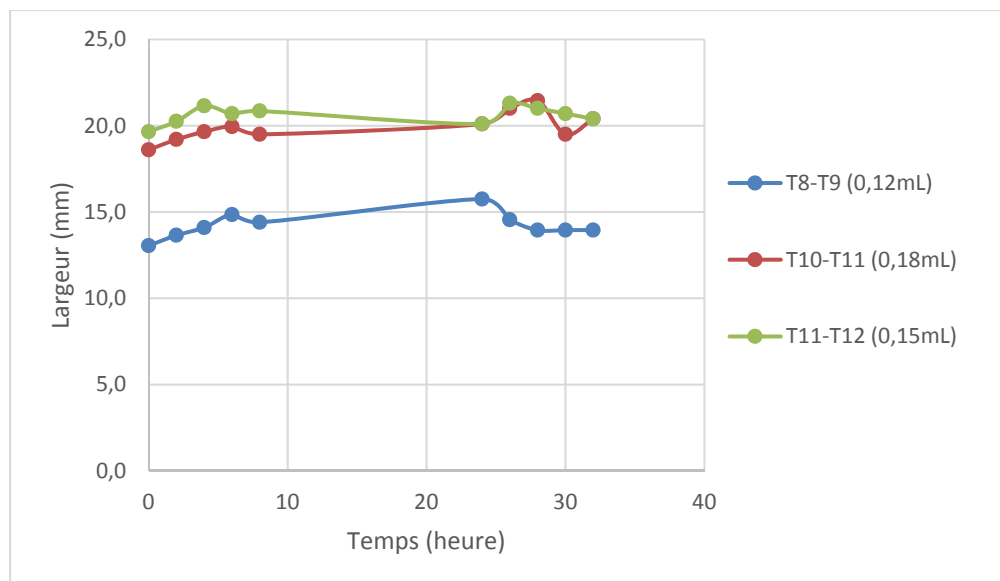


Figure 3.8 Évolution de la largeur des taches radio opaques en vue frontale en fonction du temps

De manière générale ces résultats montrent que la largeur de la tache augmente au cours du temps. En effet, elle augmente de $2,4 (\pm 1,5)$ mm en moyenne entre le moment juste après injection d'agent radio opaque et 32 heures après l'injection. On aperçoit néanmoins une différence entre les points de vue, cette augmentation moyenne est de $1,2 (\pm 0,6)$ mm en vue frontale et de $3,6 (\pm 1,1)$ mm en vue latérale. De plus, la vitesse de ce phénomène de diffusion de l'agent radio opaque dépend du temps. En effet, la largeur de la tache augmente de $1,5 (\pm 1,0)$ mm entre 0 et 8 heures en moyenne. Puis, de $0,7 (\pm 0,8)$ mm entre 8 et 24 heures et de $0,2 (\pm 1,0)$ mm entre 24 et 32 heures en moyenne. En comparaison avec la largeur de la tache au bout de 32 heures, la largeur de la tache 8 heures après injection atteint 64% en moyenne et après 24 heures elle atteint 92% en moyenne.

3.2.2 Dimensions de la cavité du nucleus pulposus

Les mesures de dimension de la cavité du nucleus pulposus sont la moyenne de cinq mesures prises consécutivement au pied à coulisse une fois le disque disséqué après injection et diffusion de différentes quantités d'agent de contraste radio opaque liquide. Le Tableau 3.4 présente les mesures de la largeur (gauche droite), de la profondeur (antéro-postérieure) maximale et minimale de la cavité du nucleus pulposus pour chacun des disques considérés.

Tableau 3.4 Mesures des dimensions de la cavité du nucleus pulposus
Valeurs exprimées en moyenne (écart type)

Niveau du disque intervertébral	Largeur (mm)	Profondeur maximale (mm)	Profondeur minimale (mm)
T8-T9	18,5 (0,3)	13,4 (0,1)	9,1 (0,5)
T9-T10	18,4 (0,1)	13,0 (0,1)	8,1 (0,2)
T10-T11	19,7 (0,3)	14,9 (0,3)	9,6 (0,1)
T11-T12	19,2 (0,1)	13,9 (0,1)	8,3 (0,5)

3.2.3 Comparaison des dimensions de la tache radio opaque et de la cavité du nucleus pulposus

Les résultats de la comparaison des dimensions de la tache radio opaque dans les images radiographiques avec les dimensions de la cavité du nucleus pulposus dans le disque intervertébral sont présentés au tableau 3.5 sous forme de pourcentage. Le pourcentage représente la comparaison de la mesure de la largeur de la tache radio opaque par rapport à la mesure de largeur de la cavité du disque intervertébral correspondant. Les mesures de la largeur de la tache radio opaque issues des images radiographiques frontales sont comparées avec la mesure de largeur de la cavité du nucleus pulposus. Pour le disque injecté de 0,12mL d'agent radio opaque, la largeur de la tache radio opaque sur les images radiographiques en vue frontale n'atteint jamais 100% de la largeur de la cavité du nucleus pulposus. Elle atteint au maximum 85,3% 24 heures après injection. Les disques T11-T12 et T10-T11, injectés de

0,15mL et 0,18mL, présentent des moyennes de largeurs de tache radio opaque supérieures à 100%, 24 heures après injection, respectivement 105% et 102%. De plus la largeur de la cavité du disque T8-T9, dans lequel a été injecté 0,12mL, est plus petite que celles mesurées sur les autres disques. L'injection de 0,12mL d'agent radio opaque n'a donc pas atteint l'objectif de visualisation en vue frontale malgré des conditions favorables.

Tableau 3.5 Comparaison des dimensions de la tache radio opaque en vue frontale et de la largeur de la cavité du nucleus pulposus

Délais de prise d'image (h)	T8-T9 (0,12mL injecté) en %	T10-T11 (0,18mL injecté) en %	T11-T12 (0,15mL injecté) en %
0	70,7	94,3	102,6
2	73,9	97,3	105,7
4	76,4	99,6	110,4
6	80,4	101,1	108,0
8	78,0	98,8	108,8
24	85,3	101,9	104,9
26	78,8	106,4	111,2
28	75,6	108,7	109,6
30	75,6	98,8	108,0
32	75,6	103,4	106,5

De la même façon, les mesures de la tache radio opaque issues des images radiographiques latérales sont comparées avec les profondeurs maximale et minimale. Les résultats sont présentés dans les Tableaux 3.6 et 3.7.

En vue latérale, la tache au sein du disque T8-T9 a été la plus représentative de la cavité du nucleus pulposus comparée aux autres disques et volumes injectés. Elle a atteint entre 96% et 122% de la largeur maximale de la cavité. Néanmoins le disque T10-T11 a présenté une tache atteignant plus de 93% de la largeur maximale de la cavité du nucleus pulposus en vue

latérale après 24 heures dans cette configuration. Pour le disque T11-T12, on a obtenu plus de 87% après 24 heures dans les mêmes conditions. Cependant, dans cette direction, on est capable de mesurer une largeur minimale de la cavité où la majorité du nucleus pulposus se situe en réalité. En effet, les lobes qui prolongent la largeur de la cavité depuis la mesure minimale présentent un volume très petit en comparaison du reste de la cavité, dû à leur faible aire transversale et à une hauteur intervertébrale limitée dans cette zone (Van der Houwen et al., 2010). Il est nécessaire que la largeur de la tache radio opaque représente l'intégralité de la cavité minimale. Les résultats montrent que les taches radio opaques sont plus larges que la taille de la cavité minimale dans chacun des disques intervertébraux testés, et ce dès l'injection d'agent radio opaque. Ceci semble montrer que la tache radio opaque, en vue latérale, a permis de représenter la majorité du nucleus pulposus présent au sein de la cavité minimale, mais aussi jusque dans une partie des lobes. Par conséquent, on estime que chacun des volumes testés a rempli l'objectif de visualisation en vue latérale.

Tableau 3.6 Comparaison de la largeur de la tache radio opaque en vue latérale avec la profondeur maximale de la cavité du nucleus pulposus

Délais de prise d'image (h)	T8-T9 (0,12mL injecté) en %	T10-T11 (0,18mL injecté) en %	T11-T12 (0,15mL injecté) en %
0	96,3	66,4	77,6
2	101,9	79,4	70,1
4	103,1	78,4	84,1
6	116,5	82,4	75,5
8	115,4	85,5	78,7
24	118,7	93,5	87,3
26	106,4	90,5	90,6
28	114,3	92,5	86,3
30	121,0	98,5	87,3
32	122,1	97,5	96,0

Tableau 3.7 Comparaison de la largeur de la tache radio opaque en vue latérale avec la profondeur minimale de la cavité du nucleus pulposus

Délais de prise d'image (h)	T8-T9 (0,12mL injecté) en %	T10-T11 (0,18mL injecté) en %	T11-T12 (0,15mL injecté) en %
0	135,6	102,9	129,7
2	143,5	123,2	117,1
4	145,0	121,6	140,6
6	164,0	127,8	126,1
8	162,4	132,5	131,5
24	167,1	145,0	146,0
26	149,8	140,3	151,4
28	160,8	143,4	144,2
30	170,3	152,8	146,0
32	171,9	151,2	160,4

L'analyse des résultats issus des mesures de dimensions de l'évolution de la tâche radio opaque suggère que le volume d'injection minimal assurant une visibilité complète du nucleus pulposus dans toutes les directions est 0,15 mL. Néanmoins ces résultats seuls ne permettent pas de justifier un temps de diffusion optimal. L'évaluation de l'évolution du contraste de la tâche radio opaque au cours du temps va apporter de nouveaux éléments dans ce but.

3.2.4 Évaluation de l'évolution du contraste de la tâche radio opaque au cours du temps

Les résultats de l'évaluation du niveau de gris moyen, du niveau de gris maximum et de la déviation de niveau de gris au sein de la tâche radio opaque sont présentés dans les Figures 3.9 à 3.14. Pour rappel, plus le niveau de gris d'un pixel est petit plus il apparaît sombre et inversement plus le niveau de gris est élevé plus le pixel apparaît clair.

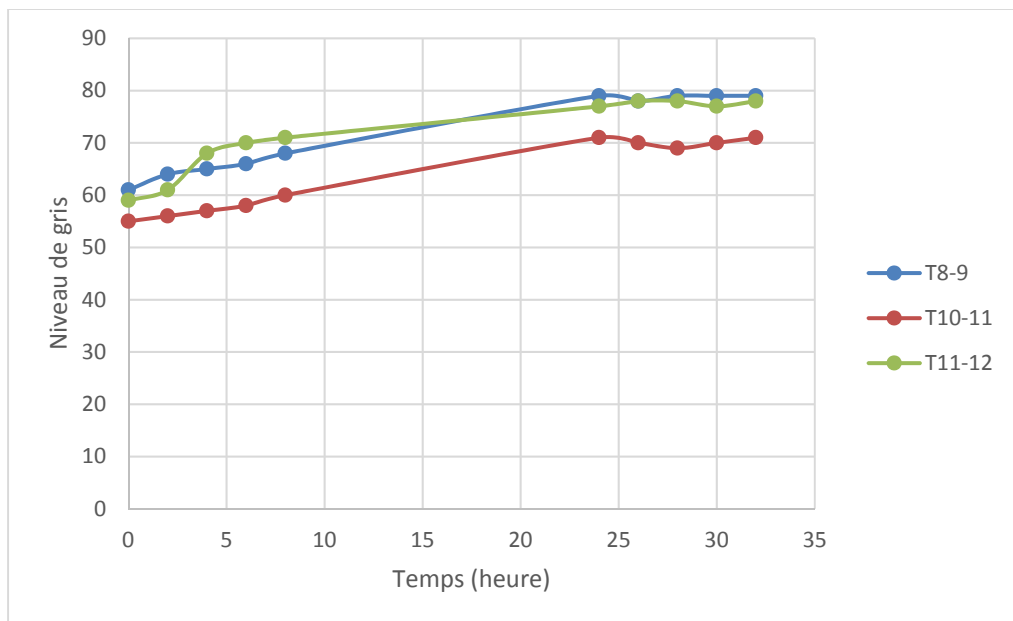


Figure 3.9 Évolution de la moyenne du niveau de gris en vue frontale en fonction du temps

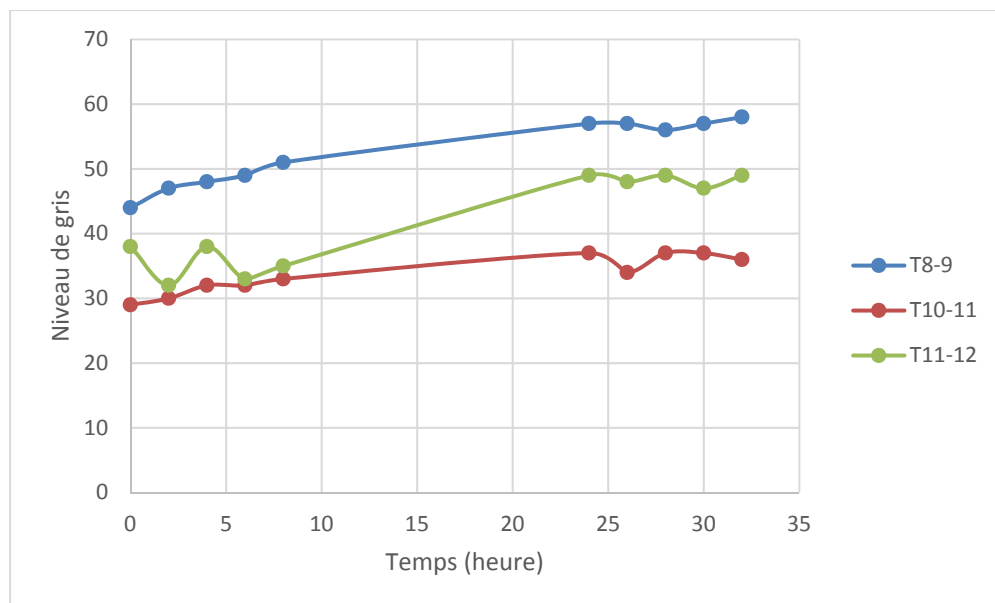


Figure 3.10 Évolution de la moyenne du niveau de gris en vue latérale en fonction du temps

Les courbes de l'évolution de la moyenne de niveau de gris en vue frontale et latérale montrent une augmentation de la moyenne dans les premières heures après injection, puis une stabilisation une fois atteint 24 heures après injection. En effet, dans les chiffres, la moyenne de niveau de gris augmente de 5 ($\pm 4,9$) niveaux 8 heures après injection en moyenne sur tous les échantillons, puis de 9 ($\pm 3,9$) niveaux entre 8 et 24 heures après injection, ensuite de 0,2 ($\pm 0,75$) niveau entre 24 et 32 heures. En pourcentage, 99% de la différence de la moyenne de niveau de gris entre le moment de l'injection et 32 heures après injection est atteint au bout de 24 heures.

Il y a une différence de moyenne de niveau de gris entre les vues frontales et latérales. En effet, la moyenne sur la totalité des mesures de moyenne de niveau de gris en vue frontale donne 69 ($\pm 8,0$), alors qu'en vue latérale on obtient 42 ($\pm 9,4$). L'augmentation de moyenne de niveau de gris est également plus importante en vue frontale, elle augmente de 18 ($\pm 1,5$) niveaux en moyenne sur tous les spécimens après 32 heures de diffusion, contre 11 ($\pm 3,5$) niveaux en vue latérale. Ces résultats sont à relier avec la quantité de nucleus pulposus traversée par les rayons X selon l'orientation du spécimen. En effet, la cavité du nucleus

pulposus est plus large que profonde (voir Tableau 3.4). Ainsi, le faisceau de rayons X traverse une quantité plus importante de nucleus pulposus sur les images en vue latérale que sur les images en vue frontale. Ceci explique que la tache présente sur l'image en vue latérale soit plus sombre en moyenne.

Par ailleurs la moyenne de niveaux de gris de la tache radio opaque est plus importante dans un disque injecté d'une quantité d'agent radio opaque plus importante en comparaison avec une quantité d'injection moindre. En effet, en vue frontale la moyenne de la moyenne de niveau de gris sur les dix mesures du disque T8-T9, injecté de 0,12mL, atteint 71,8 ($\pm 7,6$). Elle atteint 71,7 ($\pm 7,2$) pour le disque T11-T12, injecté de 0,15mL. Et elle atteint 63,7 ($\pm 7,0$) pour le disque T10-T11, injecté de 0,18mL. En vue latérale on observe le même phénomène, ces moyennes atteignent 52,4 ($\pm 5,2$) pour le disque T8-T9, 41,8 ($\pm 7,2$) pour le disque T11-T12 et 33,7 ($\pm 3,0$) pour le disque T10-T11. Ces résultats montrent que la tache radio opaque est plus sombre en moyenne si plus d'agent radio opaque a été injecté dans le disque.

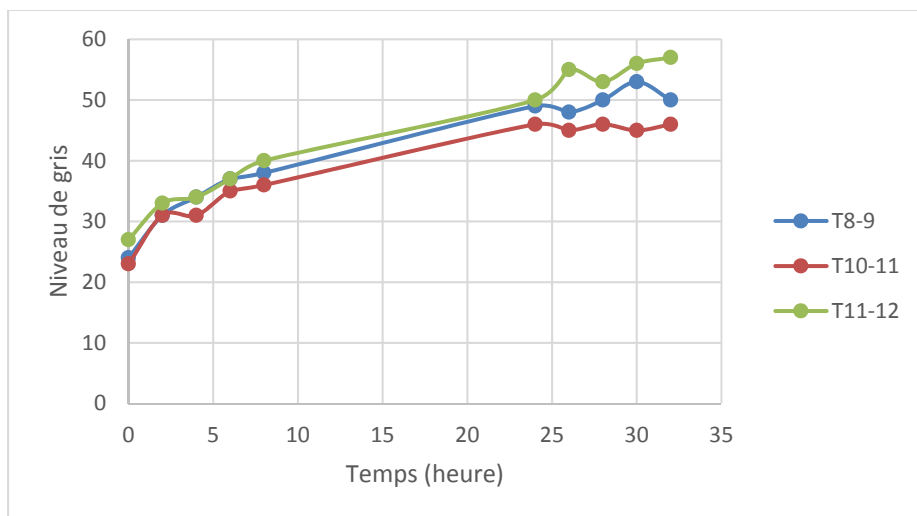


Figure 3.11 Évolution du niveau de gris maximum en vue frontale en fonction du temps

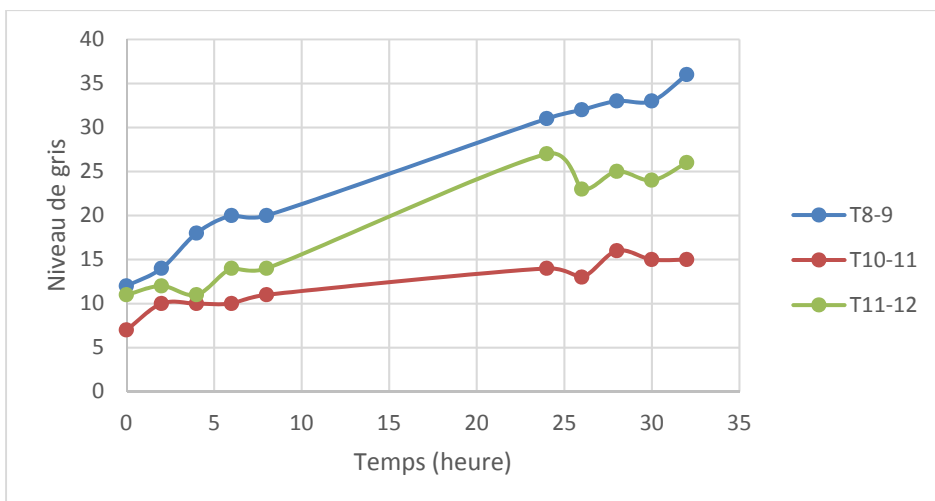


Figure 3.12 Évolution du niveau de gris maximum en vue latérale en fonction du temps

Les courbes de l'évolution du niveau de gris maximum en vue frontale et latérale montrent une augmentation dans les premières heures après injection. Passé 24 heures après injection, on observe une stabilisation pour la majorité des disques. En effet, le maximum de niveau de gris augmente de 9 ($\pm 4,9$) niveaux 8 heures après injection en moyenne, puis de 10 ($\pm 3,4$) niveaux entre 8 et 24 heures après injection, puis de 2 ($\pm 3,1$) niveaux entre 24 et 32 heures après injection. Au bout de 24 heures, l'augmentation du niveau maximum de niveau de gris atteint 90% de l'augmentation totale après 32 heures de diffusion.

On observe une différence de maximum de niveau de gris entre les vues frontales et latérales. En effet, la moyenne sur la totalité des mesures de maximum de niveau de gris en vue frontale donne 41 ($\pm 9,8$), alors qu'en vue latérale, on obtient 19 ($\pm 8,4$). L'augmentation de niveau de gris maximal est également plus importante en vue frontale, elle augmente de 26 ($\pm 3,5$) niveaux en moyenne après 32 heures de diffusion, contre 16 ($\pm 8,0$) niveaux en vue latérale. Ces résultats sont également à relier avec la quantité de nucleus pulposus traversée par les rayons X. Pour les mêmes raisons que les mesures de moyenne de niveau de gris, la tache radio opaque sur l'image latérale présente un maximum de niveau de gris plus important, car la quantité de nucleus pulposus traversée par les rayons X est plus importante que dans le cas de l'image frontale.

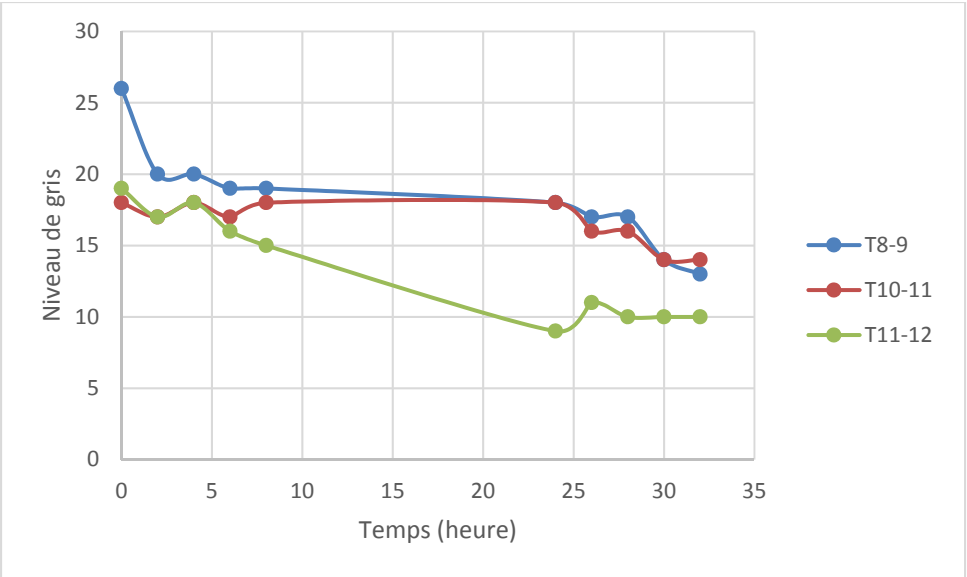


Figure 3.13 Évolution de l'écart type du niveau de gris en vue frontale en fonction du temps

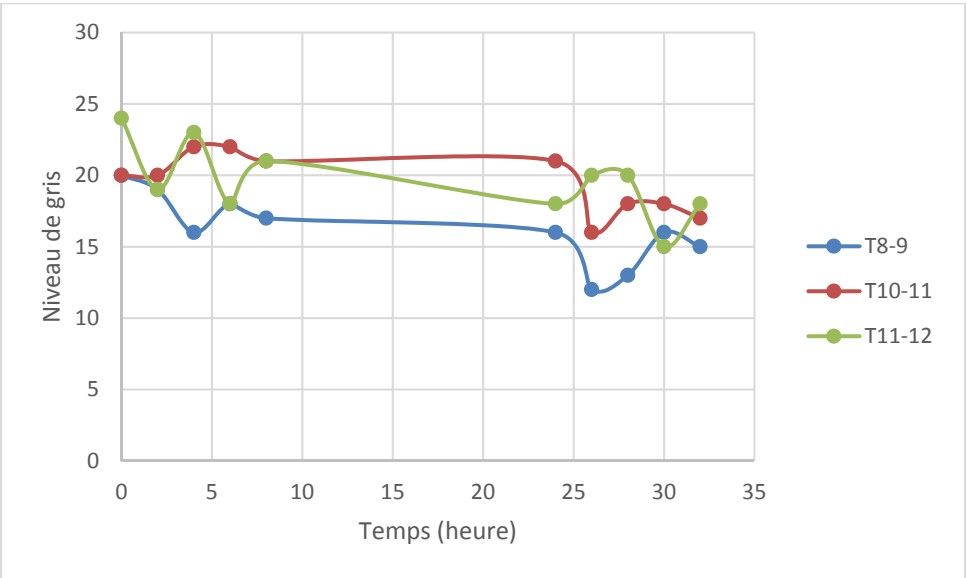


Figure 3.14 Évolution de l'écart type du niveau de gris en vue latérale en fonction du temps

Les courbes de l'évolution de l'écart type de niveau de gris au cours du temps montrent une variabilité importante. Néanmoins, on peut observer une baisse générale de l'écart type en fonction du temps. En effet, l'écart type a diminué de 32% en moyenne entre l'injection et 32 heures après injection pour toutes les séries de données.

Toutes les mesures de niveaux de gris sur les taches radio opaque sont disponibles selon la vue latérale ou frontale à l'ANNEXE II.

Les résultats des mesures de dimension montrent une augmentation de la largeur de la tache radio opaque au cours du temps indépendamment du point de vue, frontal ou latéral. Ceci suggère que l'agent radio opaque liquide, une fois injecté, se diffuse petit à petit dans le matériel visqueux composant le nucleus pulposus. Les résultats des mesures spécifiques à la tache radio opaque montrent que ce phénomène d'expansion de la tache radio opaque au sein du disque intervertébral s'accompagne d'une augmentation de la valeur moyenne et maximale de niveaux de gris des pixels représentant cette tache. L'augmentation de ces mesures de niveaux de gris montre une baisse de contraste et donc de visibilité de la tache radio opaque en fonction du temps. Par ailleurs, la diminution de l'écart type de niveaux de gris semble montrer un processus d'homogénéisation de l'opacité de la tache radio opaque au cours du temps.

Selon les résultats, l'augmentation des valeurs de moyenne et de maximum de niveau de gris sur les taches radio opaques semble se stabiliser 24 heures après l'injection. De plus, les résultats ont montré que 92% de la largeur de la tache radio opaque 32 heures après l'injection est atteint après 24 heures de diffusion en moyenne. Par ailleurs, au bout de 24 heures, les mesures de largeur des taches radio opaques en vue frontale atteignent 102 et 105% des largeurs des cavités des disques T10-T11 et T11-T12 respectivement. En vue latérale, comme expliqué précédemment, la taille de la tache radio opaque est déjà représentative de la majorité du nucleus pulposus au bout de 24 heures. De plus, l'écart type de niveau de gris sur la tache radio opaque diminue en fonction du temps après injection. Ceci traduit un effet d'homogénéisation de la tache radio opaque en fonction du temps. Par

conséquent, un temps de diffusion de 24 heures après injection d'agent radio opaque semble suffisant pour permettre la représentation complète du nucleus pulposus par une tache radio opaque homogène.

Par ailleurs, la comparaison des mesures de niveaux de gris entre les taches des différents disques intervertébraux montre que le contraste de celles-ci est fonction de la quantité d'agent radio opaque injectée. En effet, les taches étant issues d'un volume d'injection plus important présentent une moyenne et un maximum de niveaux de gris plus bas. Autrement dit, plus l'on injecte d'agent radio opaque, plus le contraste de la tache radio opaque résultante est important. Il apparaît donc intéressant de mesurer l'impact des volumes d'injection d'agent de contraste sur la pression intra discale pour vérifier si l'injection d'un faible volume est nécessaire pour ne pas trop dénaturer la biomécanique du disque intervertébral.

En synthèse, ce chapitre présente le travail effectué en vue de répondre au premier objectif, c'est-à-dire le développement d'une méthode pour rendre le nucleus pulposus visible, au centre des disques intervertébraux. La méthode développée s'inspire de la discographie en utilisant la radiographie et l'injection d'agent radio opaque pour permettre la visualisation d'une tache sombre au centre du disque intervertébral. Un phénomène de diffusion provoquant une évolution de la tache en fonction du temps a été observé. Cette tache radio opaque a été étudiée avec pour paramètres différents volumes d'injection d'agent radio opaque et le temps à partir du moment de l'injection. Cette étude a permis de démontrer que l'évolution de la tache radio opaque au cours du temps se traduit par deux phénomènes principaux opposés, une augmentation de la taille et une diminution du contraste. La méthode développée s'est montrée efficace pour visualiser l'ensemble du nucleus pulposus au sein du disque intervertébral si un volume minimum d'agent radio opaque de 0,15 mL est injecté suivi d'une période de diffusion de 24 heures.

CHAPITRE 4

IMPACT DES INJECTIONS D'AGENT RADIO OPAQUE SUR LA BIOMÉCANIQUE DU DISQUE INTERVERTÉBRAL

Le chapitre précédent a permis de développer une méthode, à base d'injections d'agent radio opaque, pour visualiser le nucleus pulposus au sein du disque intervertébral. Un volume minimum d'injection a été défini pour remplir cet objectif. Plus la quantité d'agent injecté est importante, plus le contraste de la tache radio opaque permettant de représenter le nucleus pulposus est important également. Néanmoins, il est probable que ces injections engendrent une modification de la biomécanique du disque intervertébral. Ainsi, avant de choisir le volume d'injection d'agent radio opaque optimum, il paraît important de quantifier l'impact de cette méthode sur la biomécanique du disque intervertébral. Ce chapitre présente la méthode et les résultats au sujet des mesures de pression intradiscale en lien avec les injections. Au vu de l'analyse des résultats du chapitre précédent, le volume d'injection d'agent de contraste 0,12 mL a été écarté, car considéré comme non suffisant pour assurer la visualisation complète du nucleus pulposus. Il a donc été décidé d'étudier l'impact sur la pression intradiscale de l'injection de 0,15 mL et 0,18 mL d'agent radio opaque jusqu'à 24 heures après l'injection, période de diffusion considérée comme optimale d'après le chapitre précédent. L'objectif est d'évaluer l'impact de ces injections sur la pression intradiscale des disques intervertébraux et d'en déduire la quantité d'injection optimale.

4.1 Méthode

4.1.1 Étalonnage des capteurs de pression

Pour cette étude, 2 capteurs de pression 0-20 bars (CTN-0 (HP-3F), Gaeltec, Dunvegan, Scotland) ont été utilisés. Avant de réaliser des mesures de pression intradiscale, ils ont été calibrés afin de vérifier leur sensibilité dans la plage de mesure qu'ils auront à effectuer. La

sensibilité est évaluée comme étant le rapport entre la pression en bar imposée par le manomètre en entrée sur l'intensité en mV donnée par le capteur de pression en sortie. Un manomètre et un système d'isolation du capteur de pression ont été utilisés. Quatre mesures de pressions ont été réalisées avec chaque capteur : 0 bar, 0,13 bar, 0,27 bar et 0,4 bar. Ces mesures ont été faites 3 fois, ce qui a permis de tracer 3 courbes d'étalonnage (voir Figure 4.1) et de calculer 3 coefficients de sensibilité (Tableau 4.1). Une moyenne de ces coefficients est ensuite calculée et sera utilisée pour convertir les mesures en mV données par les capteurs en valeurs de pression en bar.

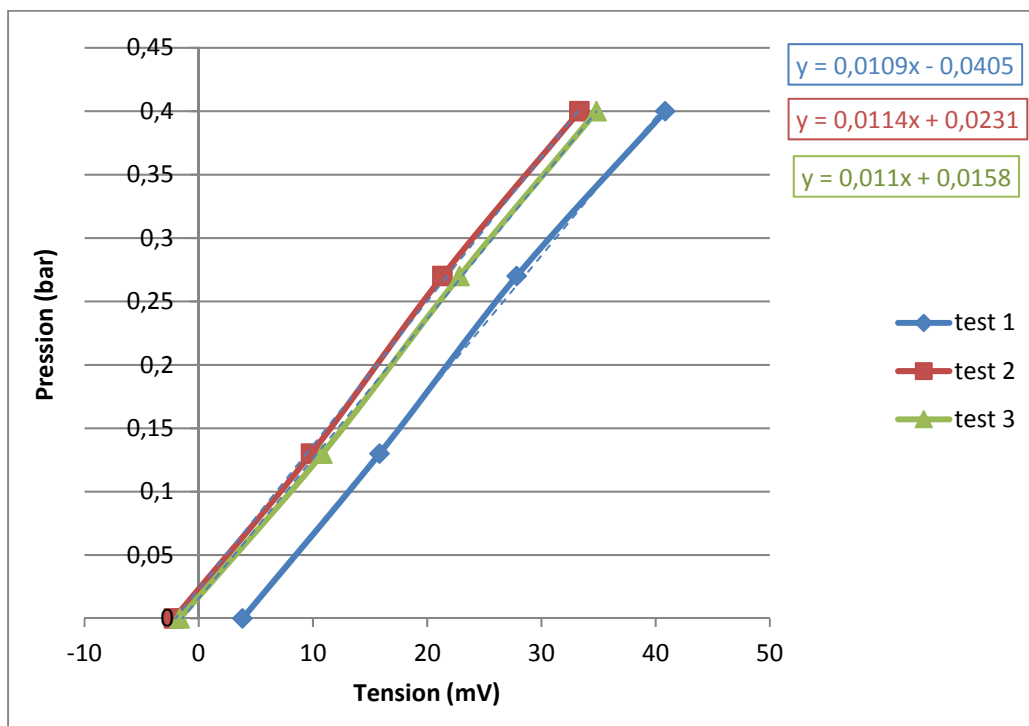


Figure 4.1 Exemple des trois courbes d'étalonnage réalisées avec le capteur 14204 avec l'équation des droites linéaires correspondantes

Tableau 4.1 Tableau des coefficients de sensibilité des deux capteurs de pression utilisés

Capteur	Coefficient 1	Coefficient 2	Coefficient 3	Moyenne des Coefficients
14204	0,0109	0,0114	0,011	0,0111 ± 0,0002
15009	0,0154	0,0154	0,0148	0,0152 ± 0,0003

4.1.2 Mesure de la pression intradiscale

Un pré trou a été effectué dans les disques intervertébraux jusqu'au nucleus à l'aide d'une aiguille 19G1, de 1,07 mm de diamètre. L'aiguille a été insérée en position antéro latérale. Ce pré trou a permis l'insertion de l'aiguille du capteur de pression 0-20 bars (CTN-0 (HP-3F), Gaeltec, Dunvegan, Scotland), de 0,95 mm de diamètre, sans risque de dégrader cette aiguille. L'insertion du capteur de pression s'est faite jusqu'à la rencontre de la paroi opposée de la cavité du nucleus pulposus pour être certain que le capteur se trouve au centre de celui-ci. Une vérification de la position du capteur de pression au centre du disque intervertébral est effectuée à l'aide du fluoroscope comme l'a recommandé Tremblay (Tremblay et al., 2013) (voir Figure 4.2). Néanmoins, l'orientation du capteur de pression n'a pas été contrôlée, car des études ont montré que la pression intradiscale est hydrostatique (Cripton, Dumas et Nolte, 2001; McNally et Adams, 1992; Nachemson, 1960). L'acquisition des données a été faite via une carte d'acquisition USB 6251 (National Instruments, Austin, TX, É.-U.) et le logiciel Picolog Recorder (Pico technology ltd, R.-U.).

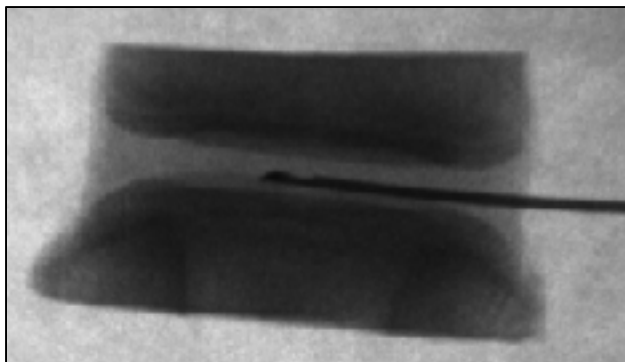


Figure 4.2 Image radiographique d'un capteur de pression inséré dans un disque intervertébral

Afin de limiter l'influence de la variabilité inter et intra spécimen, les mesures de pression intradiscale ont été réalisées sur 6 disques intervertébraux issus de 2 spécimens de colonnes porcines différentes. Les disques correspondant aux niveaux T9-T10, T10-T11 et T11-T12 ont été testés pour les deux spécimens de colonnes considérées. Les volumes d'agent radio opaque injectés dans les disques intervertébraux ont été alternés (voir Tableau 4.2). Deux capteurs de pression similaires ont été utilisés. Ceci a permis de tester les disques deux par deux par niveau, c'est-à-dire que, par exemple, les disques T9-T10 ont été testés en même temps.

Tableau 4.2 Répartition des volumes d'agent radio opaque injectés pour l'ensemble des échantillons

Niveau	Spécimen	Injection (mL)
T9-10	1	0,15
T9-10	2	0,18
T10-11	1	0,18
T10-11	2	0,15
T11-12	1	0,15
T11-12	2	0,18

4.1.3 Mesure du volume du nucleus pulposus

Une fois le processus de diffusion terminé les disques intervertébraux ont été disséqués. Ils ont été découpés en deux dans le plan transverse à l'aide d'un scalpel (voir Figure 4.2). Le nucleus a ensuite été retiré et son volume mesuré. Dans ce but, une éprouvette de 5mL graduée de 0,1mL en 0,1mL est préparée et un volume de 1mL d'eau y est inséré à l'aide d'une pipette automatique. Puis, le nucleus pulposus est plongé dans l'éprouvette, ce qui provoque le déplacement d'une quantité d'eau correspondant à son propre volume. Ensuite, le niveau de liquide dans l'éprouvette où se trouve le nucleus pulposus est réajusté à 2mL en ajoutant de l'eau goutte à goutte avec une pipette graduée à 0,01mL en 0,01mL comprenant 1mL d'eau. Une fois cette opération effectuée, la quantité d'eau restante dans la pipette graduée correspond au volume du nucleus pulposus avec une précision de $\pm 0,01\text{mL}$.

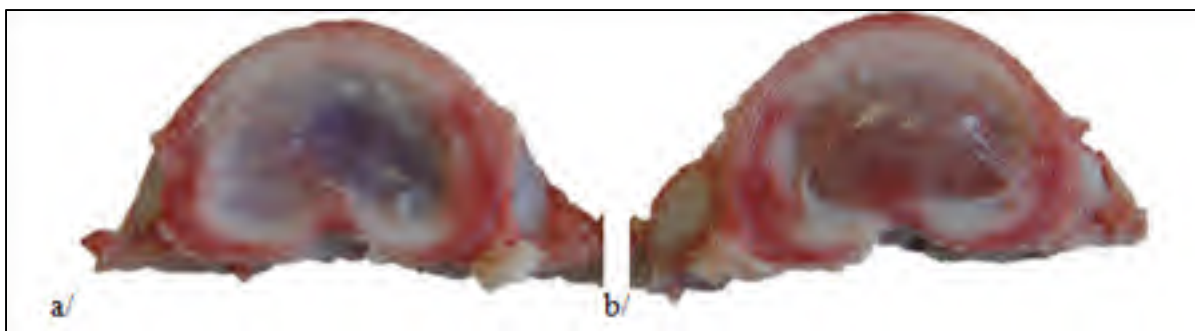


Figure 4.3 Disque intervertébral disséqué dans le plan transverse :
a) sans et b) avec le nucleus pulposus

4.2 Résultats

Les résultats de mesure de pression intradiscale se présentent sous la forme d'une courbe de pression en fonction du temps. Les courbes correspondant à chacun des échantillons ont suivi une forme similaire à celle de la courbe présentée sur la Figure 4.4. La pression intradiscale est stable avant la triple injection d'agent radio opaque liquide. Puis, apparaissent trois pics correspondant chacun à l'une des trois injections mineures composant l'injection totale. Chaque pic est séparé d'une baisse rapide de la pression intradiscale correspondant à la

période de changement de position de l'aiguille d'injection. Cette période varie en temps entre 29 et 40 secondes. Après le troisième pic, une baisse rapide de la pression intradiscale apparait, suivie d'une stabilisation à long terme. Six disques intervertébraux ont été testés, l'un d'entre eux (T9-T10, spécimen 1) n'a pas été suffisamment hydraté, subissant un phénomène de séchage qui a occasionné une augmentation de la pression intradiscale régulière au cours du temps après l'injection. Par conséquent, les résultats de pression intradiscale au bout de 24 heures, et ceux qui dépendent de cette donnée ne sont pas pris en compte pour ce disque.

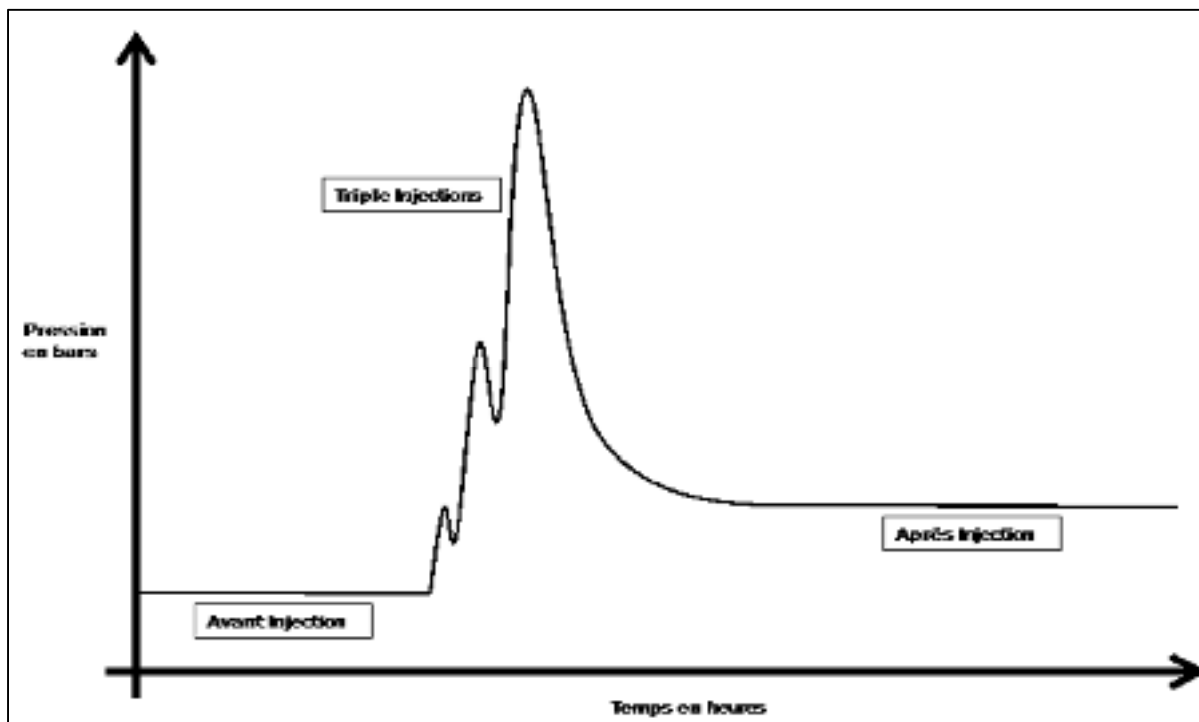


Figure 4.4 Modèle de courbe de la pression intradiscale en fonction du temps

L'écart entre la pression intradiscale avant injection et 24 heures après injection est répertorié dans le tableau 4.3. Elle est calculée en écart absolu avec la valeur de pression avant injection en bar. Entre parenthèse est précisée la valeur de l'augmentation de pression relative par rapport à la pression intradiscale avant injection en pourcentage. Le niveau du disque, le spécimen d'où il provient, le volume d'injection d'agent radio opaque, le volume final du nucleus pulposus après expérimentation et le rapport de volume d'injection d'agent radio

opaque sur le volume final du nucleus pulposus sont également répertoriés dans ce tableau. Ce dernier permet une uniformisation des échantillons en permettant une comparaison des résultats malgré les différences par rapport à la quantité d'agent radio opaque injectée et au volume variable du nucleus pulposus.

Tableau 4.3 Tableau des résultats des essais de pression intradiscale pour l'ensemble des échantillons

Niveau	Spécimen	Injection (mL)	Pression avant Injection (bar)	Pression 24h après injection (bar)	Augmentation finale (bar (%))	Volume total (mL)	Injection / volume (%)
T9-10	1	0,15	0,35	Séché	Séché	0,46	33
T9-10	2	0,18	0,42	0,74	0,32 (76 %)	0,62	29
T10-11	1	0,18	0,4	0,82	0,42 (105 %)	0,52	35
T10-11	2	0,15	0,42	0,7	0,28 (67 %)	0,72	21
T11-12	1	0,15	0,3	0,51	0,21 (70 %)	0,63	24
T11-12	2	0,18	0,35	0,6	0,25 (71 %)	0,76	24

La pression intradiscale avant injection est sensiblement similaire pour chacun des spécimens. Elle est de 0,37 bar en moyenne avec un écart type de 0,048 bar. Tous les échantillons présentent une augmentation de pression intradiscale 24 heures après injection, d'au minimum 67 % et au maximum 105 %. Le volume du nucleus pulposus total présente une variabilité inter et intra spécimen. En effet, la variabilité inter spécimen atteint 30 %, avec une moyenne de 0,54 ($\pm 0,09$) mL pour le spécimen 1 et 0,70 ($\pm 0,7$) mL pour le spécimen 2. La variabilité intra spécimen est de 37 % pour le spécimen 1 et de 22 % pour le spécimen 2.

La pression intradiscale après 24 heures en fonction du volume d'agent radio opaque injecté est présentée sur la Figure 4.5.

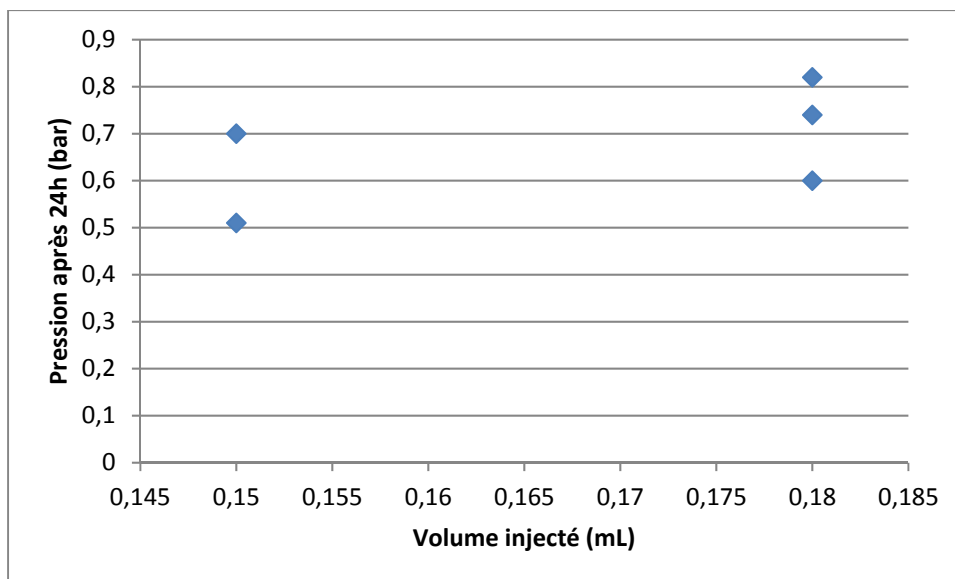


Figure 4.5 Pression intradiscale après 24 heures en fonction du volume d'agent radio opaque injecté

La pression intradiscale après 24 heures a tendance à être plus élevée si 0,18mL d'agent radio opaque a été injecté en comparaison avec l'injection de 0,15mL. La moyenne de pression intradiscale après 24 heures pour les disques injectés de 0,18mL est 0,72 (\pm 0,12) bar, elle atteint 0,61 (\pm 0,1) bar pour les disques injectés de 0,15mL.

La pression intradiscale après 24 heures en fonction du rapport de volume injecté sur le volume total du nucleus pulposus est présentée sur la Figure 4.6.

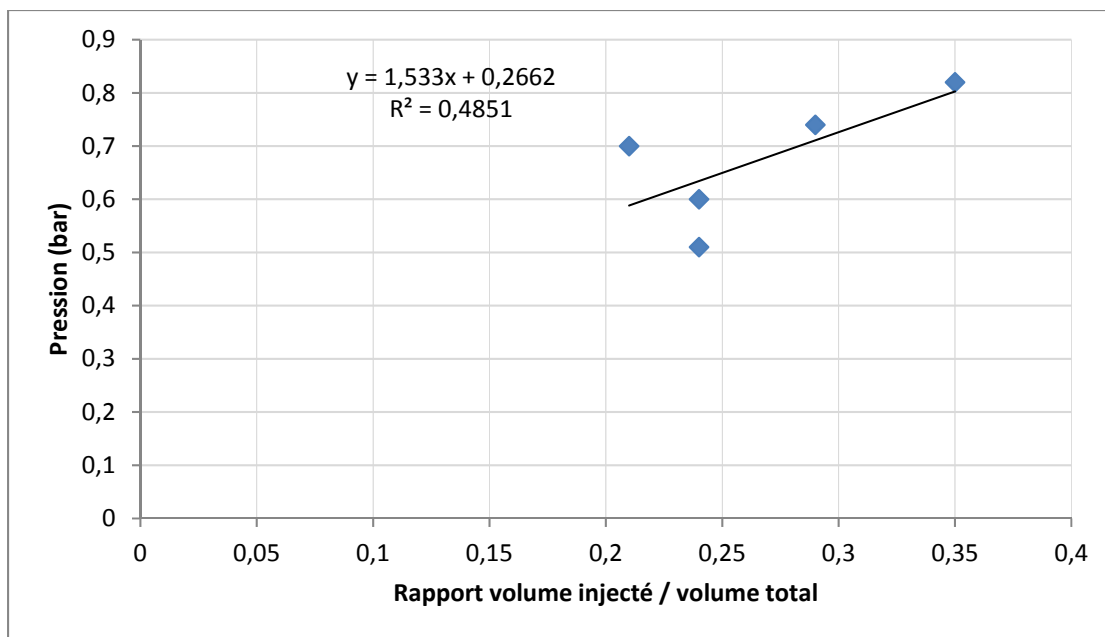


Figure 4.6 Pression intradiscale après 24 heures en fonction du rapport du volume d'agent radio opaque injecté sur le volume total du nucleus pulposus

La pression intradiscale après 24 heures semble faiblement influencée ($R^2 = 0,49$) par le rapport du volume d'agent radio opaque injecté sur le volume total du nucleus pulposus. Plus ce rapport est élevé, plus la pression intradiscale après 24 heures a tendance à être élevée.

L'augmentation absolue de pression entre la pression intradiscale avant injection et la pression intradiscale après 24 heures en fonction du rapport du volume d'agent radio opaque injecté sur le volume total du nucleus pulposus est présenté sur la Figure 4.7.

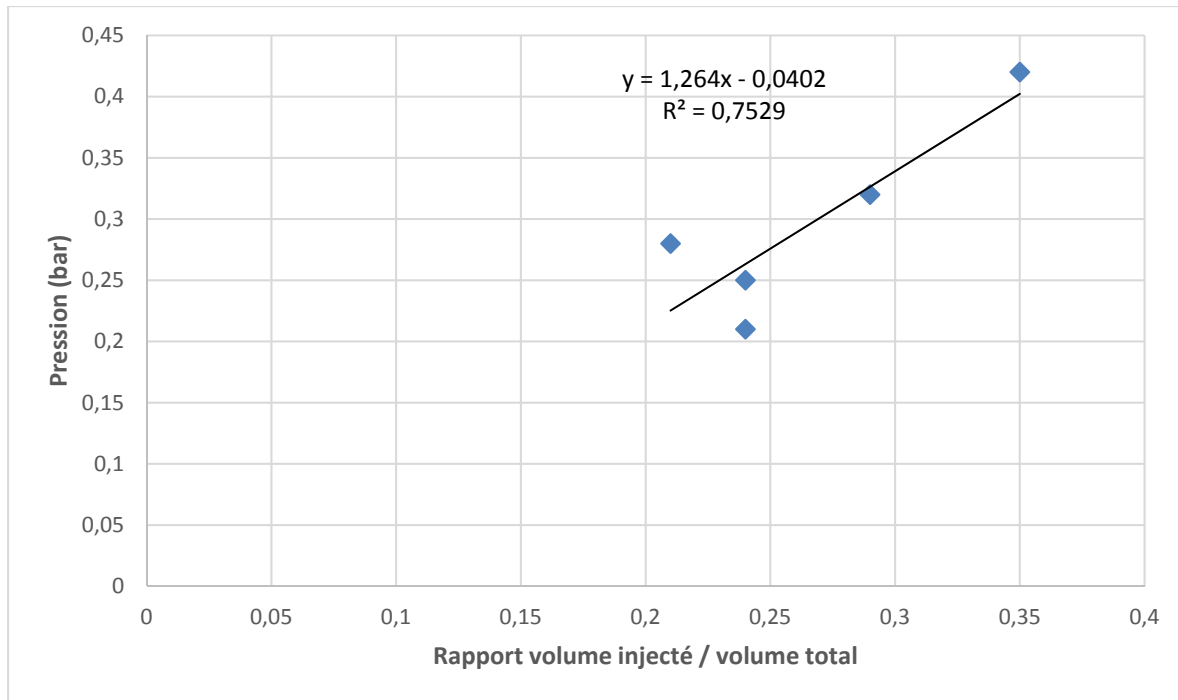


Figure 4.7 Augmentation absolue de la pression intradiscale après 24 heures en fonction du rapport du volume d'agent radio opaque injecté sur le volume total du nucleus pulposus

L'augmentation absolue de pression intradiscale après 24 heures semble modérément influencée ($R^2 = 0,75$) par le rapport du volume d'agent radio opaque injecté sur le volume total du nucleus pulposus. Plus ce rapport est élevé, plus l'augmentation absolue de pression intradiscale après 24 heures a tendance à être élevée.

La pression intradiscale avant injection de tous les disques étant relativement proche, ceci explique pourquoi les résultats de pression intradiscale après 24h et d'augmentation absolue de la pression intradiscale après 24 heures en fonction du rapport du volume injecté sur le volume total du nucleus pulposus donnent des courbes similaires.

L'augmentation relative de pression entre la pression intradiscale avant injection et la pression intradiscale après 24 heures en fonction du rapport du volume d'agent radio opaque injecté sur le volume total du nucleus pulposus est présentée Figure 4.8.

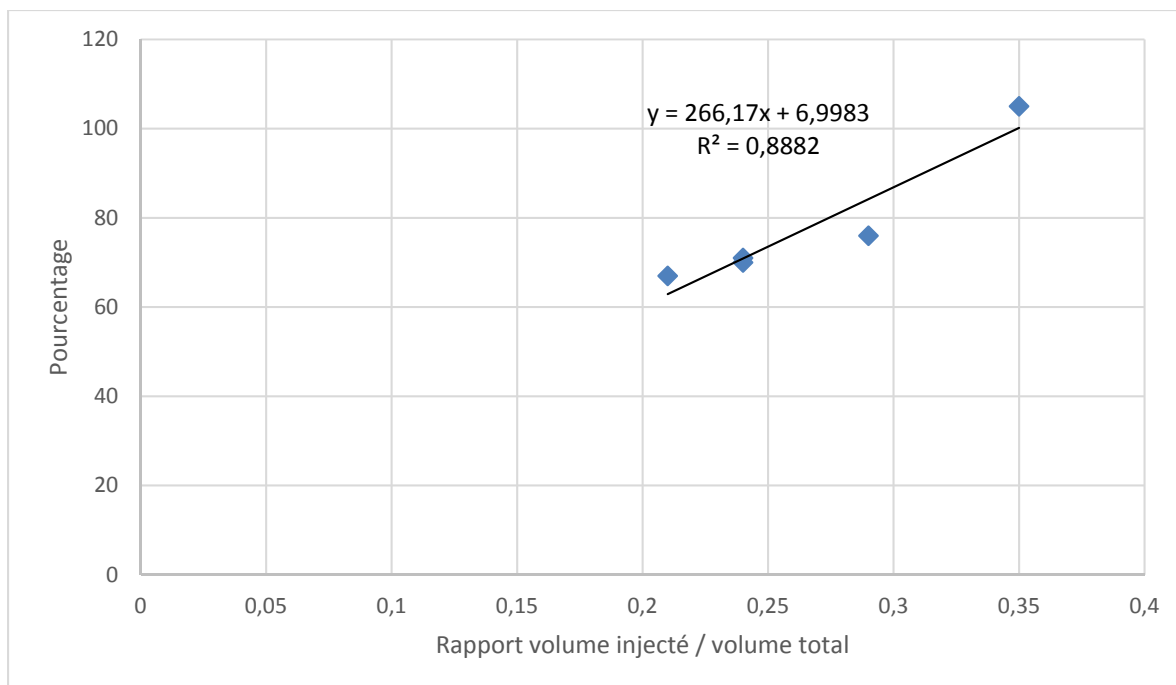


Figure 4.8 Augmentation relative de la pression intradiscale après 24 heures en fonction du rapport du volume d'agent radio opaque injecté sur le volume total du nucleus pulposus

L'augmentation relative de pression entre la pression intradiscale avant injection et la pression intradiscale 24 heures après injection semble être fortement ($R^2 = 0,89$) liée au rapport du volume d'agent radio opaque injecté sur le volume total du nucleus pulposus.

Au vu de ces résultats, il apparaît que le volume d'injection d'agent radio opaque a un impact sur la pression intradiscale après 24 heures. Plus la quantité d'agent injecté est grande par rapport au volume du nucleus pulposus disque intervertébral, alors plus la pression intradiscale augmente. Par conséquent, pour un même disque, l'injection de 0,18mL aura un impact plus important sur la pression intradiscale que 0,15mL. De plus les disques intervertébraux injectés de 0,18mL ont présenté une pression intradiscale 18% supérieure en moyenne par rapport aux disques injectés de 0,15mL. L'objectif étant de visualiser le nucleus pulposus tout en modifiant le moins possible la biomécanique du disque intervertébral, alors l'injection de 0,15mL semble être le meilleur compromis.

En synthèse, ce chapitre présente ce qui a été réalisé dans le but de répondre au second objectif, c'est-à-dire l'évaluation de l'impact de la méthode de visualisation du nucleus pulposus sur la pression intradiscale. Deux volumes d'injection, 0,15mL et 0,18mL, considérés comme suffisant pour permettre la visualisation du nucleus pulposus, ont été étudiés. La pression au sein du disque intervertébral a été mesurée avant, pendant et jusqu'à 24 heures après injection. Il est apparu que l'injection d'agent radio opaque engendre dans tous les cas une augmentation de pression intradiscale. Cette augmentation est fonction de la quantité d'agent radio opaque injecté. Le succès de l'objectif principal de cette étude dépend de la réalisation de fractures vertébrales, ainsi, il est préférable que la méthode utilisée pour rendre le nucleus pulposus visible ne modifie qu'au minimum la biomécanique des disques intervertébraux. Le volume d'injection d'agent radio opaque permettant la visualisation complète du nucleus pulposus tout en engendrant une augmentation minimale de la pression intradiscale est 0,15mL selon les résultats. Enfin, la méthode de visualisation optimale du nucleus pulposus se compose de l'injection de 0,15mL d'agent radio opaque suivie d'une période de diffusion de 24 heures. Cette méthode développée grâce aux résultats des chapitres 3 et 4 permet de se tourner vers la réalisation de films à haute vitesse de fractures vertébrales sur lesquels l'action du nucleus pulposus pourrait être visible.

CHAPITRE 5

FILMS CINÉRADIOGRAPHIQUES À HAUTE VITESSE DE FRACTURES VERTÉBRALES

Ce chapitre comporte la méthode et la présentation des films cinéradiographiques à haute vitesse de fractures vertébrales à haute énergie obtenus. Les résultats précédents ont montré que la méthode envisagée, pour rendre le nucleus pulposus visible sur des films cinéradiographiques, atteint son meilleur compromis entre visualisation et impact minimal sur la biomécanique du disque intervertébral avec l'injection de 0,15mL d'agent de contraste suivi d'une période de diffusion de 24 heures. Par conséquent ce sont ces paramètres d'injection qui seront utilisés pour permettre la visualisation du nucleus pulposus sur les films cinéradiographiques à haute vitesse de fractures vertébrales.

5.1 Méthode

5.1.1 Préparation des échantillons de colonne vertébrale

Pour pouvoir effectuer des fractures vertébrales, des échantillons de colonne vertébrale comprenant trois vertèbres et deux disques intervertébraux sont nécessaires. Le nettoyage général des spécimens de colonne vertébrale est le même que pour les disques intervertébraux. Ensuite, les échantillons de colonne vertébrale thoracolombaire T14-L1-L2 et L3-L4-L5 sont retirés en sciant à travers les disques intervertébraux adjacents correspondant aux jonctions T13-T14, L2-L3 et L5-L6. Les arcs vertébraux sont cette fois laissés en place, car ils ont une influence sur la répartition des charges durant le chargement, notamment par l'intermédiaire du contact à la surface des facettes articulaires. La moelle épinière est retirée du canal rachidien. De cette manière, 2 échantillons T14 à L2 et 2 échantillons L3 à L5 issus de deux spécimens de colonnes vertébrales porcines ont été préparés.

De la même façon, les spécimens sont enveloppés dans des gazes humidifiés de solution saline et déposés dans des sacs plastiques dans un congélateur à -23°C . Ils sont retirés du congélateur 27 heures avant les essais pour avoir le temps de décongeler avant d'être injectés d'agent radio opaque dans les deux disques intervertébraux, 24 heures avant les essais pour respecter la période de diffusion optimale définie précédemment. La quantité d'injection optimale de 0,15mL par disque est respectée. Une attention particulière a été portée sur le fait que les spécimens participant aux mêmes séries de tests soient compris dans le même cycle de congélation pour minimiser l'influence du nombre de cycles de congélation sur les résultats tel que proposé par Tremblay et al. (Tremblay et al., 2015).

Les extrémités des vertèbres supérieures et inférieures des spécimens ont été fixées dans des blocs de résine polyester (Bondo Autobody Filler, Bondo Corporation, Atlanta, GA, USA) avant d'être installées sur l'appareil de tests mécaniques (MTS 858 Mini-Bionix II, Eden Prairie, MN, É.-U.). La fixation des spécimens dans la résine est effectuée de façon à ce que la direction de chargement du banc d'essai soit centrée sur le corps vertébral et non sur une partie postérieure de la vertèbre, comme le canal rachidien. Cette donnée permet un chargement en compression pure tout le long de l'essai et influence le patron de fracture.

5.1.2 Acquisition d'images radiographiques

Les images radiographiques sont un outil important dans cette étude. Elles permettent de réaliser les films cinéradiographiques. Il est donc primordial de maîtriser la technologie, les éléments que l'on peut en tirer et ses limites. Pour les besoins de cette étude, un fluoroscope à haute vitesse a été utilisé. C'est-à-dire, un générateur de rayons X (BV Pulsera, Philips Medical, Andover, MA, USA) associé à un amplificateur de brillance TH 9438 HX H560 (Thales Electron Devices, Moirans, France) et une caméra haute vitesse FASTCAM SA3 (Photron, San Diego, CA, É.-U.). Pour maîtriser les résultats d'un tel appareil, il est nécessaire de contrôler les paramètres de la génération des rayons X et de la caméra haute vitesse. Le but final de cette étude est de réaliser des films à haute fréquence d'acquisition de fractures très rapides, ce qui exige le meilleur compromis entre la qualité de l'image obtenue

et la vitesse d'enregistrement de la caméra. Comme expliqué auparavant, la qualité de l'image est liée à son exposition, c'est-à-dire que l'image doit être ni trop lumineuse (sur exposée), ni trop sombre (sous-exposée). Les différentes parties des spécimens considérés doivent être visibles avec le meilleur contraste possible. L'exposition est contrôlée à partir des paramètres du courant électrique en entrée du générateur de rayons X, qui vont permettre de créer une source plus ou moins importante de rayons X (faisceau plus ou moins intense et puissant), mais aussi à partir de l'ouverture du diaphragme et la vitesse d'obturation de la caméra à haute fréquence qui vont eux contrôler la quantité de lumière enregistrée par la caméra pour chaque image. Le but est donc de s'assurer que ces paramètres soient maîtrisés et que l'on contrôle la qualité de l'image enregistrée.

5.1.2.1 Paramètres de l'alimentation électrique

La génération des rayons X est contrôlée par les paramètres de l'alimentation électrique en entrée du générateur de rayons X, c'est-à-dire la tension et l'intensité. La tension se mesure en kilovolt et influe sur la puissance des rayons X. Plus le faisceau de rayons X est puissant, plus il traverse facilement les objets sur son passage et donc plus l'image résultante est lumineuse. La tension est contrôlée directement sur le boîtier du fluoroscope.

L'intensité se mesure en mA et influe sur la densité du faisceau de rayons X. Plus le faisceau de rayons X est dense, plus le nombre de rayons traversant une zone donnée est important et donc plus l'image résultante est lumineuse. L'intensité est également contrôlée directement sur le boîtier du fluoroscope. Elle est limitée par la tension, plus la tension est élevée, plus l'intensité maximale est diminuée. Par exemple, l'intensité maximale est de 3.9mA pour une tension de 110kV, mais elle est de 4.5mA pour une tension de 90kV.

5.1.2.2 Paramètres d'exposition de la caméra

L'ouverture du diaphragme influe sur le flux de lumière pouvant entrer dans la caméra. Il se contrôle directement sur la caméra à l'aide d'une roue à cran. Les niveaux d'ouverture sont

marqués d'une lettre et suivent l'ordre alphabétique (Q plus grand, A le plus petit). Ce paramètre est complètement indépendant des autres paramètres du fluoroscope.

La vitesse d'obturation, aussi appelée temps de pause, influe sur le temps d'ouverture du capteur à la lumière pour chaque image enregistrée. Elle se mesure en seconde. Plus ce temps est long, plus l'image sera lumineuse. Elle est directement limitée par la vitesse d'enregistrement de la caméra, c'est-à-dire la fréquence d'acquisition des images. La fréquence d'acquisition de la caméra impose une période maximale durant laquelle on peut enregistrer la lumière correspondant à une image avant de passer à l'image suivante. Il n'est pas possible d'enregistrer une image pendant un temps plus long que l'inverse de la fréquence d'acquisition. Ainsi la vitesse d'obturation maximale est toujours l'inverse de la fréquence d'acquisition.

La vitesse d'obturation se contrôle directement à partir du logiciel Photron FASTCAM Viewer V3 (Photron, San Diego, CA, É.-U.) qui régit l'enregistrement des images par la caméra. Les valeurs de vitesse d'obturation sont prédéfinies, il n'est pas possible de sélectionner une valeur aléatoire à la main pour ce paramètre. De plus les valeurs sélectionnables sont assez espacées les unes des autres, elles correspondent à l'inverse des fréquences d'acquisition sélectionnables qui sont elles aussi prédéfinies. Par exemple le choix se fait entre : 1/125s, 1/250, 1/500, 1/1000, 1/1500, etc. En pratique, les écarts étant importants entre les valeurs prédéfinies de vitesse d'obturation, une image de qualité optimale sera très rarement obtenue en réglant ce paramètre seulement. La qualité optimale aura tendance à se situer entre deux valeurs adjacentes de vitesse d'obturation, l'une donnant une image trop lumineuse, l'autre trop sombre.

5.1.2.3 Paramètres secondaires

Il existe des paramètres secondaires du fluoroscope à haute vitesse qui ne sont pas des paramètres fondamentaux régissant la qualité de l'image, mais qu'il est néanmoins nécessaire

de maîtriser pour contrôler parfaitement les résultats d'imagerie. D'autant plus que certains peuvent devenir limitants en fonction de l'objectif choisi, et c'est le cas dans cette étude.

Le premier est la résolution, telle que définie dans le logiciel Photron FASTCAM Viewer V3 (Photron, San Diego, CA, É.-U.). Elle représente le nombre de pixels définissant l'image enregistrée. Les pixels sont toujours fixés à la même dimension, 0,15 mm. Ainsi une image de résolution 512x512 sera de dimensions deux fois inférieures à une image de résolution 1024x1024, mais la qualité de l'image sera la même (voir Figure 5.1).

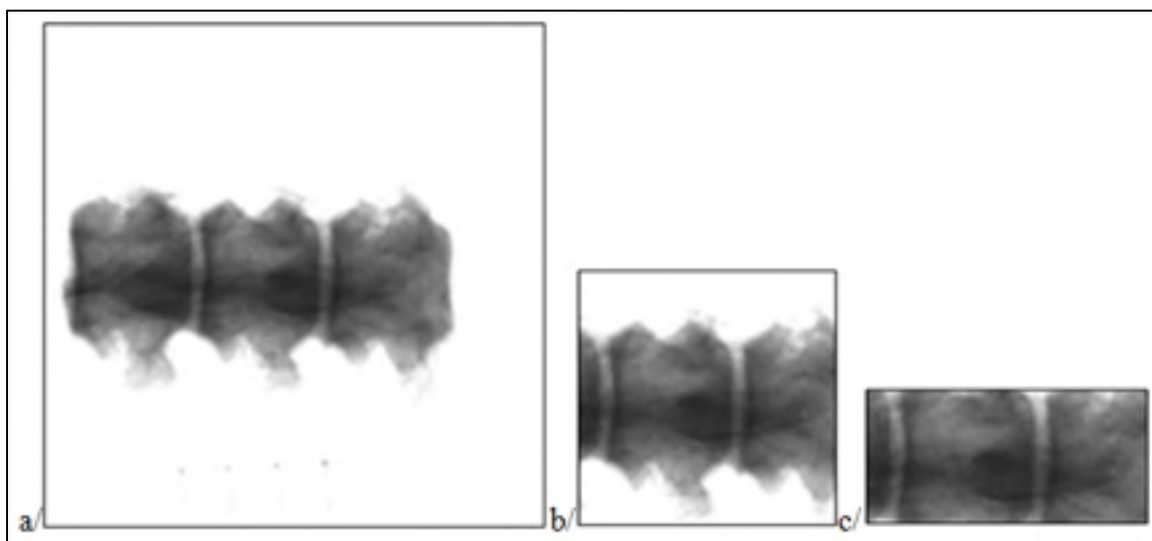


Figure 5.1 Images radiographiques du même objet avec variation de la résolution :
a) 512x512, b) 256x256 et c) 256x128

La résolution de l'image maximale est limitée par la fréquence d'acquisition. De plus, la lentille qui contrôle le facteur de grossissement et la distance focale n'est pas ajustable. Ainsi la taille de l'objet considéré va limiter la fréquence d'acquisition maximale. Il faut que celui-ci rentre dans le cadre de l'image enregistrée. Ainsi, la résolution minimale est la plus petite résolution qui permet de voir l'intégralité du sujet. Par exemple, si le but est d'étudier une vertèbre de porc et ses disques intervertébraux adjacents tel que présenté sur les images de la figure 5.2, la résolution minimale est 256x256. Ainsi, dans ce cas, il n'est pas possible de filmer plus rapidement qu'à 7500 images/seconde sous peine de perdre une partie de l'information apportée par l'enregistrement puisqu'elle correspond à la résolution maximale

pour une fréquence d'acquisition de 7500 images/seconde. Ce paramètre limite donc dans notre étude la fréquence d'enregistrement maximale à 7500 images/seconde.

Le second paramètre secondaire est l'enclenchement du bouton « zoom ». Son utilisation, qui se fait directement sur le boîtier du fluoroscope, réalise un grossissement de 1,5 fois de l'image et assombrit celle-ci également. Pour les enregistrements à haute vitesse, où la luminosité est un problème (via diminution de la vitesse d'obturation), on évitera donc d'utiliser ce paramètre. De plus, comme vu précédemment, la résolution de l'image se réduit rapidement avec l'augmentation de la vitesse d'acquisition et l'utilisation du zoom se traduirait en bout de ligne par une fréquence d'enregistrement maximale encore réduite.

Enfin, la position du sujet de l'image entre le générateur de rayons X et la caméra a un impact sur les dimensions de celui-ci à l'image. Il y a un effet de grossissement plus l'objet est rapproché de la source de rayons X (4 fois plus gros au plus près de la source par rapport au plus près de la caméra). Comme présenté plus haut, la fréquence d'enregistrement maximale, limitée par la résolution, est 7500 images/seconde, ceci est vrai entre 0 et 20 centimètres depuis la position la plus proche de la caméra. Au-delà de 20 centimètres en direction de la source de rayons X, la résolution de l'image doit être augmentée à 512x512 pour pouvoir observer la totalité du spécimen (vertèbre de porc et ces deux disques intervertébraux adjacents), ce qui limite la fréquence maximale d'acquisition à 3000 images/seconde.

5.1.2.4 Acquisition d'images fixes

Pour obtenir des images de sujets fixes de la qualité voulue, il existe plusieurs combinaisons des paramètres du fluoroscope à haute vitesse possibles. La maîtrise des paramètres telle que décrite précédemment a permis la mise en place d'une méthode pour obtenir des images radiographiques de sujets fixes (spécimens d'échantillons de rachis dans le cas de cette étude) de la qualité voulue en limitant l'exposition aux rayons X de l'opérateur.

La première étape consiste à utiliser les paramètres du générateur qui donnent l'image la plus lumineuse : 110kV et 3.9mA. Ensuite l'ouverture du diaphragme est fixée sur sa valeur la plus élevée : Q. Puis la valeur prédéfinie de vitesse d'obturation qui est juste trop lumineuse est choisie.

Les valeurs des paramètres électriques du fluoroscope sont diminuées jusqu'à atteindre le résultat voulu selon un plan défini : l'intensité d'abord est retouchée, car les variations de luminosité engendrée par la modification de ce paramètre sont relativement faibles. Si la luminosité idéale n'est pas trouvée par ce moyen alors la tension est diminuée de 10kV, l'intensité est ramenée au maximum (dépend de la valeur de tension). Si la luminosité n'est toujours pas optimale alors l'intensité est diminuée petit à petit. Si la luminosité est toujours trop haute, la tension est de nouveau diminuée de 10kV et l'intensité est ramenée au maximum et ainsi de suite jusqu'à trouver une qualité d'image optimale.

L'acquisition d'image de sujet fixe étant présente dans les premiers essais de cette étude, cette méthode a été utilisée pour obtenir des images de la qualité voulue en minimisant l'exposition de l'opérateur.

5.1.2.5 Acquisition de films cinéradiographiques à haute vitesse

Dans le cadre de cette étude, l'un des objectifs principaux a été de réaliser des films cinéradiographiques à haute vitesse de fractures sur une vertèbre et ses disques intervertébraux adjacents. Ces fractures se réalisant à des vitesses très élevées, la fréquence d'acquisition la plus élevée possible a été utilisée. Or, il a été expliqué précédemment que l'utilisation de fréquence d'acquisition élevée limite la qualité des images obtenues. En effet, la résolution minimale limite la fréquence d'acquisition à ne pas dépasser 7500 images/seconde. Ce paramètre réduit également la vitesse d'obturation maximale disponible ce qui limite la luminosité maximale des images et donc leur qualité. En effet, il est impossible d'utiliser une vitesse d'obturation plus grande que la période d'acquisition définie par la fréquence d'acquisition de la caméra. Dans un souci d'obtenir le meilleur résultat

possible, les paramètres restants ont été fixés au maximum du point de vue de la luminosité, c'est-à-dire la tension à 110kV, l'intensité à 3.9mA, l'ouverture du diaphragme à Q. L'angle de vue utilisé est latéral, il permet une vue directe sur ce qu'il se passe dans le corps vertébral sans interférence d'éléments se trouvant sur le même chemin pour le faisceau de rayons X. De plus, cette direction permet de surveiller le canal rachidien et de visualiser la rétropulsion ou non de fragment osseux dans celui-ci. Avec cette configuration et l'utilisation d'algorithmes de traitement d'image présentés un peu plus tard, il a été possible d'obtenir des images de bonne qualité avec une fréquence d'acquisition de 3000 images par seconde (voir Figure 5.4). Une règle radio opaque est placée à côté des spécimens fracturés. Elle permet de réaliser des mesures de distance directement sur les images radiographiques à l'aide d'un logiciel de traitement d'image (ProAnalyst, Xcitex Inc, Davenport, MA, É.-U.).

5.1.3 Création de fracture à haute énergie

Les échantillons de colonnes thoracolombaires ont été soumis à un chargement en compression à haute énergie dans le but de causer une fracture dans la vertèbre centrale. Ce chargement est réalisé avec un appareil de test mécanique à vérin hydraulique (MTS 858 Mini-Bionix II, Eden Prairie, MN, É.-U.). Les vertèbres supérieure et inférieure de l'échantillon de colonne vertébrale sont enveloppées de résine de polyester (Bondo, 3M, London, ON, Canada) afin de permettre leur fixation dans des boîtes métalliques (voir Figure 5.2).

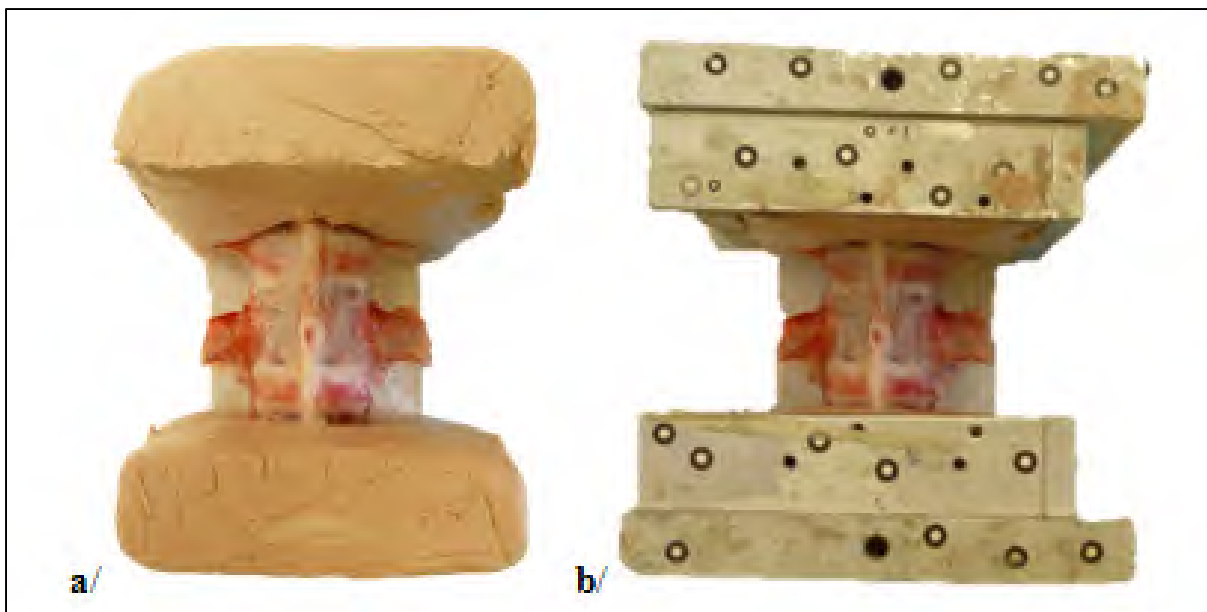


Figure 5.2 Exemple d'échantillon de colonne vertébrale préparé pour la réalisation de fracture en compression : a/ Avec vertèbres supérieure et inférieure enveloppées dans la résine, b/ inséré dans les boîtes métalliques

Ces boîtes métalliques sont ensuite directement fixées sur le bâti et le vérin de chargement de l'appareil de test mécanique. Ainsi, le chargement en compression de la vertèbre centrale est possible sans risque de mouvements parasites (voir montage complet sur Figure 5.4). La vitesse du vérin de compression est imposée à son maximum, 500 mm/sec, sur une hauteur correspondant à 80% de la hauteur de la vertèbre centrale de l'échantillon. La force axiale et le déplacement du vérin imposant le chargement sont enregistrés par une cellule de force (15000 N Axial-Torsional Load Transducer, MTS Systems Corporation, Eden Prairie, MN, É.-U.) à une fréquence de 1000 Hertz pendant tout le processus. Une précharge de 200N est imposée pour assurer une bonne mise en place de l'échantillon. Cette précharge correspond à une force faible comparée à la force à rupture trouvée dans la littérature pour des spécimens porcins, qui varie entre 4000N et 8000N (Boisclair et al., 2011; Russell et al., 1992).

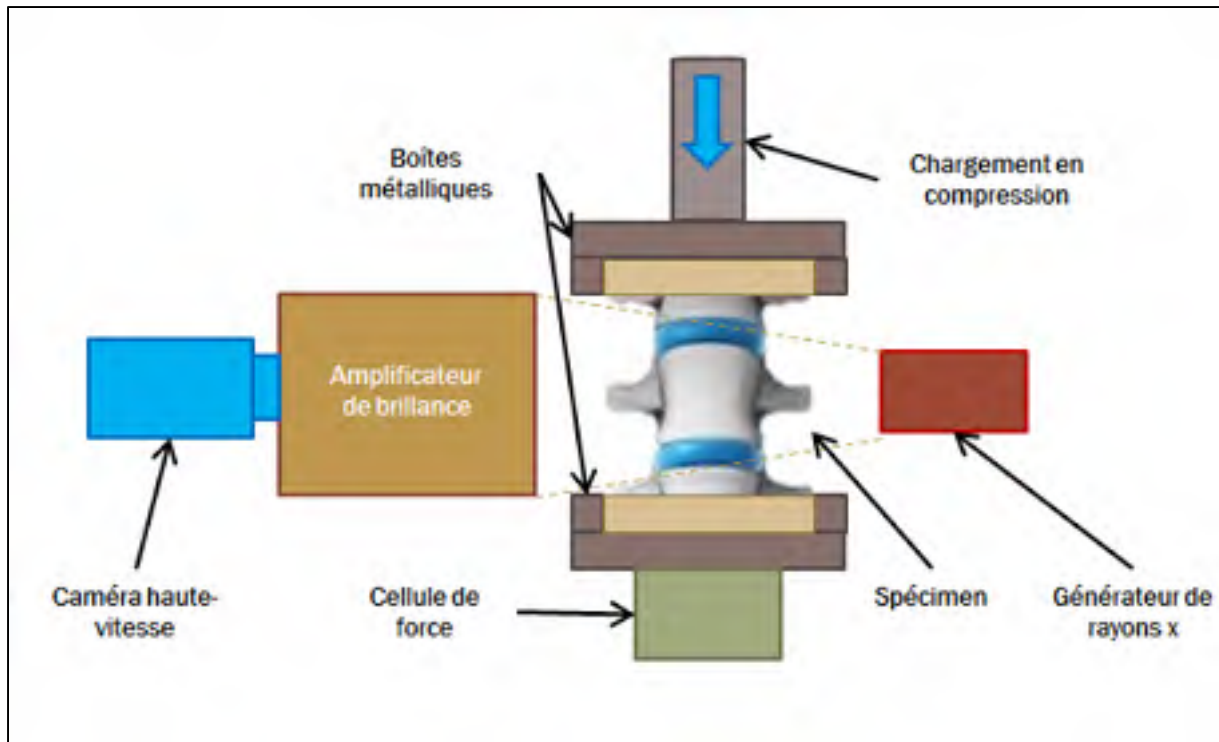


Figure 5.3 Montage complet de l'échantillon de colonne vertébrale avec fluoroscope à haute vitesse

Les films cinéradiographiques et les courbes de force et de déplacement du vérin en fonction du temps sont synchronisés en fixant le départ du déplacement du vérin comme l'origine du temps. Ainsi, les événements apparaissant à l'image pourront être comparés aux variations de force et de déplacement.

5.1.4 Traitement d'image des films cinéradiographiques

Les films cinéradiographiques ont été réalisés à 3000 images/seconde. Les images apparaissent beaucoup plus sombres que celle réalisée avec des spécimens fixes pour les raisons expliquées aux paragraphes 5.1.2.5. Les images cinéradiographiques ont donc été traitées pour faciliter leur interprétation. Ceci a été réalisé grâce à des algorithmes développés sur le logiciel Matlab (MathWorks, Natick, MA, USA). Les algorithmes utilisés sont les mêmes que ceux traitant les images cinéradiographiques évaluant l'expansion de la tache radio opaque, mise à part la dernière étape de binarisation. Ainsi ils convertissent toutes les

images cinéradiographiques composant les films en matrice de deux dimensions où chaque élément représente un pixel de niveau de gris. Ces éléments sont des valeurs entières allant de 0 à 255 correspondants au niveau de gris du pixel concerné. La valeur 0 correspond au niveau de gris le plus sombre alors que 255 correspond au niveau de gris le plus clair. Les algorithmes effectuent des opérations sur ces matrices par l'intermédiaire de fonctions intégrées dans le logiciel. Précisément la première opération effectuée est un équilibrage de l'intensité lumineuse des pixels région par région de l'image de manière à ce que l'histogramme des niveaux de gris de chaque région corresponde à un histogramme plat avec 64 valeurs. Une fois l'équilibrage de chaque région effectuée, les frontières de celles-ci sont éliminées artificiellement en utilisant une interpolation bilinéaire. L'ensemble de cette opération est réalisé grâce à la fonction *adapthisteq* avec pour coefficient par défaut 0,5. Ensuite la fonction *imadjust* est utilisée pour uniformiser globalement le spectre de niveau de gris sur la totalité des variations disponibles. Les paramètres de la fonction n'ont pas été retouchés, ainsi 1% des pixels sont fixés au niveau de gris le plus faible et 1% des pixels sont fixés au niveau de gris le plus élevé. Le résultat final obtenu est une image plus lumineuse avec une répartition des niveaux de gris plus étendue sur le spectre global et des contrastes mieux définis (voir Figure 5.4).

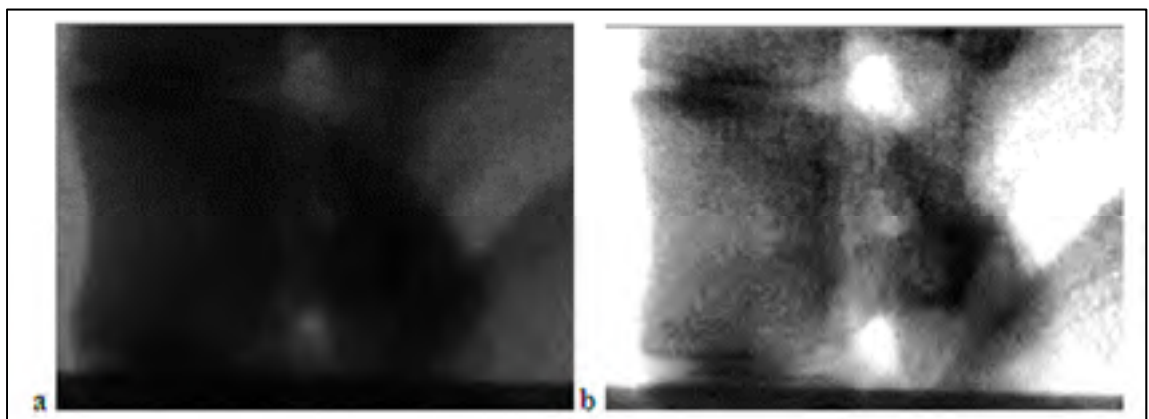


Figure 5.4 Exemple du résultat de traitement d'image pour les films cinéradiographiques à 3000 images/seconde : a/ Image originale, b/ Image traitée

5.1.5 Acquisition d'images de tomodensitométrie des spécimens fracturés

Les spécimens fracturés ont été photographiés au complet par tomodensitométrie juste après application du chargement et création de la fracture. L'appareil utilisé est un Lightspeed VCT (GE Medical System, Milwaukee, Wi). Les paramètres d'imagerie utilisés sont 0,625 mm de distance entre les tranches, 120kV et 100mA.

Ces images permettent de visualiser l'état du spécimen fracturé à partir d'images de coupes transverses. Elles permettent de donner un diagnostic de la fracture obtenue et de visualiser avec précision la répartition du nucleus pulposus radio opaque après fracture.

5.2 Résultats

Les résultats des enregistrements cinéradiographiques à 3000 images par seconde de fractures en compression sur des échantillons de colonne vertébrale porcine sont présentés ici sous forme d'études de cas sur les 4 spécimens étudiés.

5.2.1 Spécimen 1 : vertèbre T14-L2

Le premier spécimen fracturé est un échantillon thoracolombaire (T14-L2) de colonne porcine. Les courbes de la force de chargement en fonction du temps, du déplacement en compression en fonction du temps et de la force de chargement en fonction du déplacement en compression pour ce cas de fracture sont présentées sur les Figures 5.5 à 5.7.

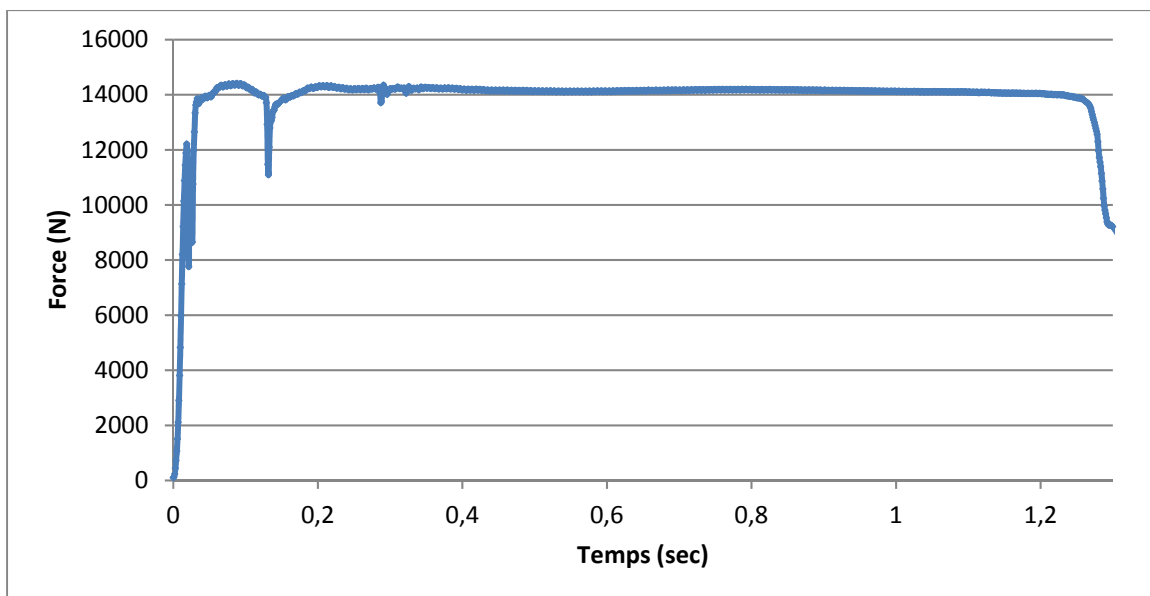


Figure 5.5 Évolution de la force de chargement en fonction du temps – spécimen 1

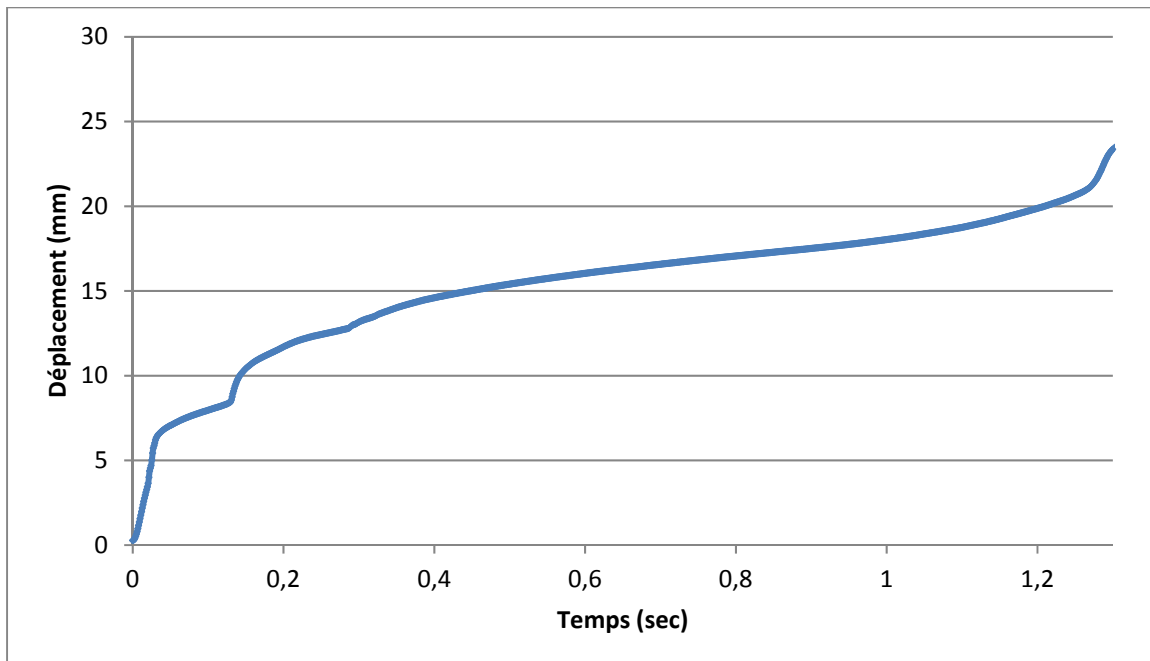


Figure 5.6 Évolution du déplacement en compression en fonction du temps– spécimen 1

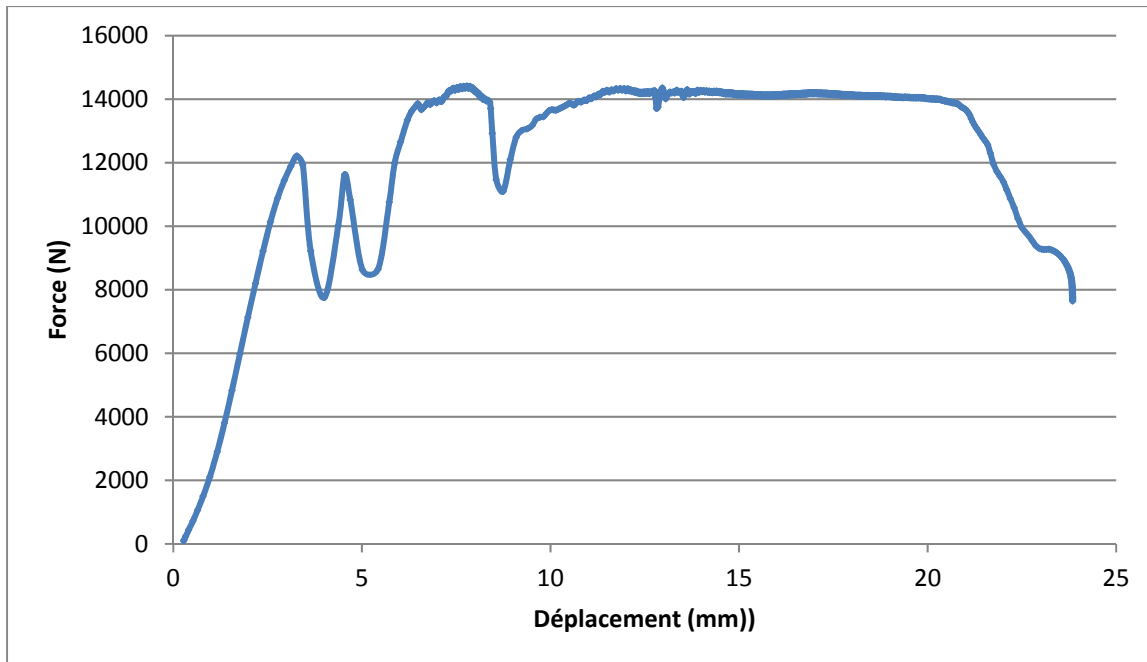


Figure 5.7 Évolution du chargement en fonction du déplacement en compression– spécimen 1

La force de chargement a atteint 14 416 N au maximum. Elle n'a jamais dépassé cette valeur, mais elle s'est stabilisée autour de 14 000 N pendant la majorité du chargement. Le chargement a duré 1,32 seconde au total.

La vitesse de déplacement du piston hydraulique effectuant le chargement en compression a atteint 220 mm/sec dans un premier temps puis elle a diminué jusqu'à se stabiliser autour de 10 mm/sec pendant la majorité du chargement. Il y a une correspondance entre le plateau à 14000N observé pour la force de chargement et la stabilisation de la vitesse de déplacement à 10 mm/sec. On observe également qu'il y a une correspondance entre les chutes de force subites et les changements de coefficient directeur de la courbe de déplacement du vérin.

Des images tirées de la vidéo réalisée sont présentées sur la Figure 5.8. L'état du spécimen avant et après chargement est présenté dans la Figure 5.9, avec des images réalisées dans des conditions optimales de luminosité. L'image après chargement est réalisée une fois que le

spécimen est ramené à sa position originale. Des images de la fracture tirées de l'imagerie par tomodensitométrie sont présentées dans la Figure 5.10.

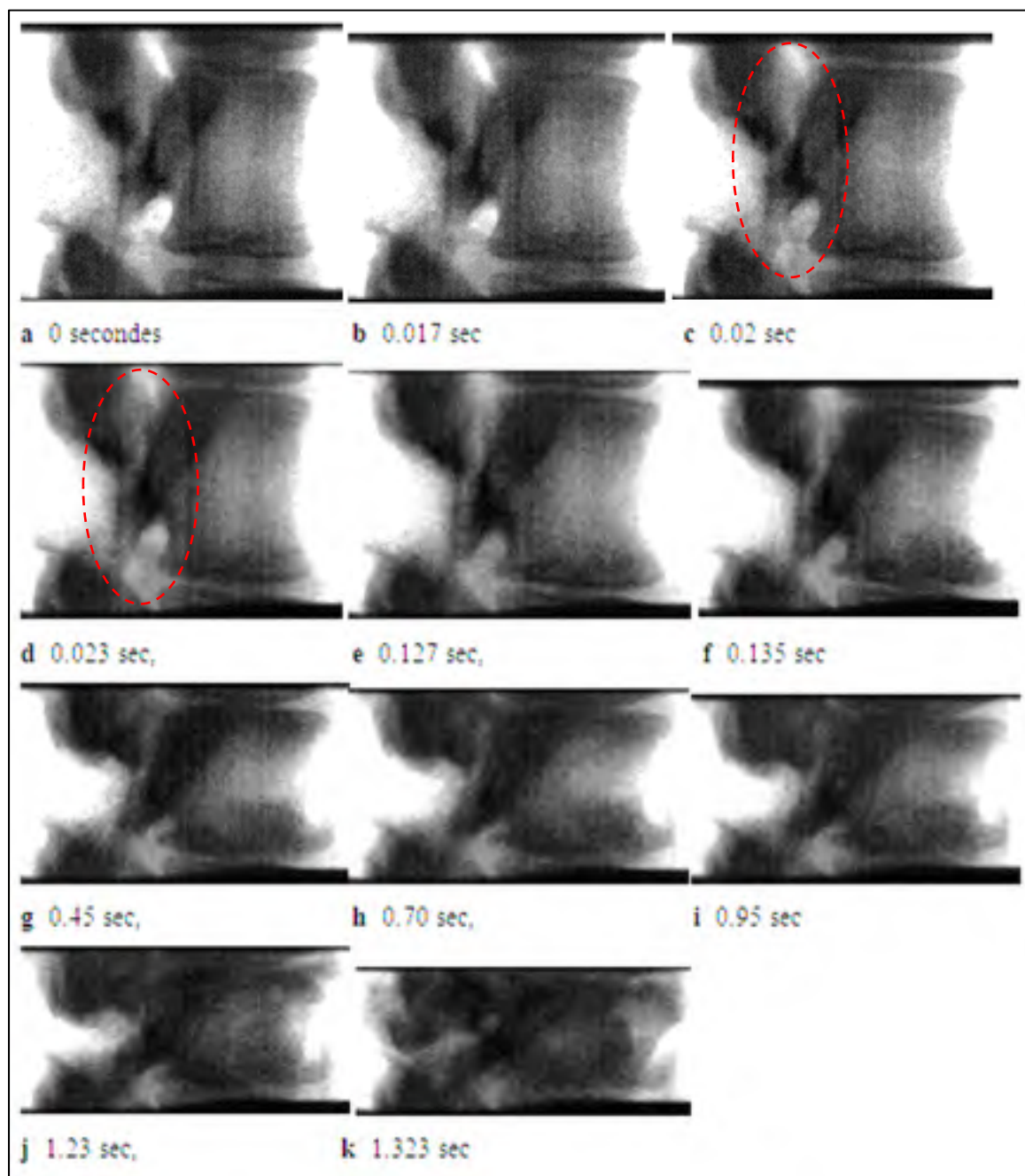


Figure 5.8 Images tirées du film cinéradiographique de la fracture vertébrale– spécimen 1

Les images tirées du film cinéradiographique permettent d'observer la compression du spécimen au cours du temps et d'évaluer la chronologie du mécanisme d'apparition de la fracture vertébrale. Dans un premier temps, entre les images a et b, on observe une compression des disques intervertébraux. Ceci conduit tout d'abord à l'implosion du disque intervertébral supérieur, visible sur l'image c. Sur cette même image, on observe que le canal médullaire est devenu plus sombre après cette implosion. Si l'on considère la courbe de force en fonction du temps, cet événement correspond à la première chute de force. Ensuite, le disque intervertébral inférieur perd lui aussi sa hauteur subitement et le canal médullaire devient encore plus sombre, visible sur l'image d. Cet événement est également caractérisé par une chute de force sur la courbe au même moment. L'assombrissement du canal médullaire est vraisemblablement dû à la propulsion du nucleus pulposus dans celui-ci. Ainsi, le chargement s'applique directement sur le corps vertébral, à partir de l'image e. Une fracture au sein du corps vertébral commence à apparaître à partir du plateau de croissance inférieur, visible à partir de l'image f. Ensuite, on observe un tassement du corps vertébral jusqu'à la fin du chargement.

Les images issues de la tomodensitométrie (TDM) (Figure 5.10) montrent des lignes de fractures qui suivent les lignes de croissances des vertèbres porcines. Elles se situent sous les plateaux vertébraux, visibles sur les images latérale et antérieure (a et c), et le long du corps vertébral d'un disque à l'autre antérieur à la jonction avec les pédicules, visible sur les images latérale et transverse (a et b). Les images en coupe des disques intervertébraux après fracture (a et c sur la Figure 5.10) montrent un espace noir synonyme de vide au sein de la cavité du nucleus pulposus. On observe la même chose sur l'image radiographique après fracture (Figure 5.9).

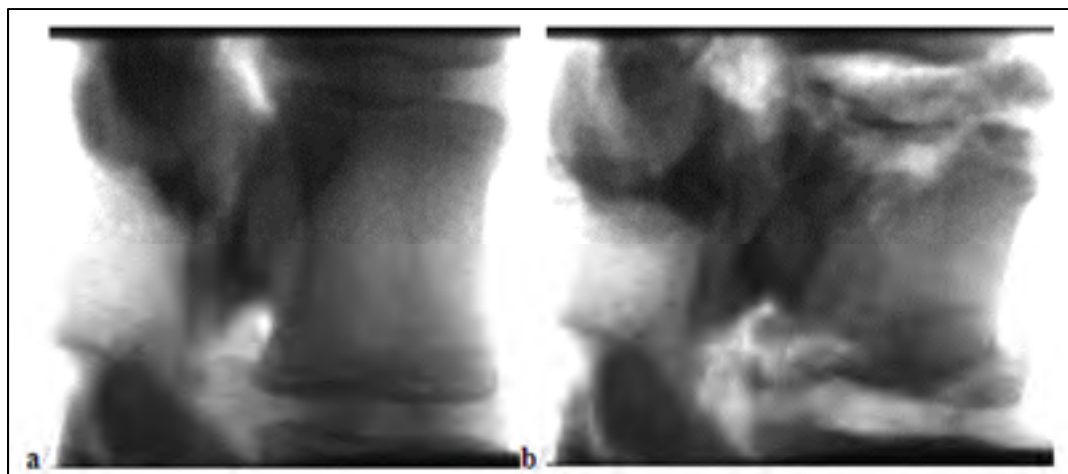


Figure 5.9 État de la vertèbre du spécimen 1 :
a/avant chargement,b/ après chargement



Figure 5.10 Images TDM de la vertèbre fracturée du spécimen 1 :
a/vue latérale, b/vue transverse, c/vue antérieure

La dissection du spécimen permet de confirmer ces observations à propos de la fracture des plaques de croissance et à propos de la propulsion de nucleus pulposus dans le canal médullaire (voir Figure 5.11). Les lignes de fractures sont clairement visibles et le nucleus pulposus est absent des disques intervertébraux, mais bien présent dans le canal médullaire.

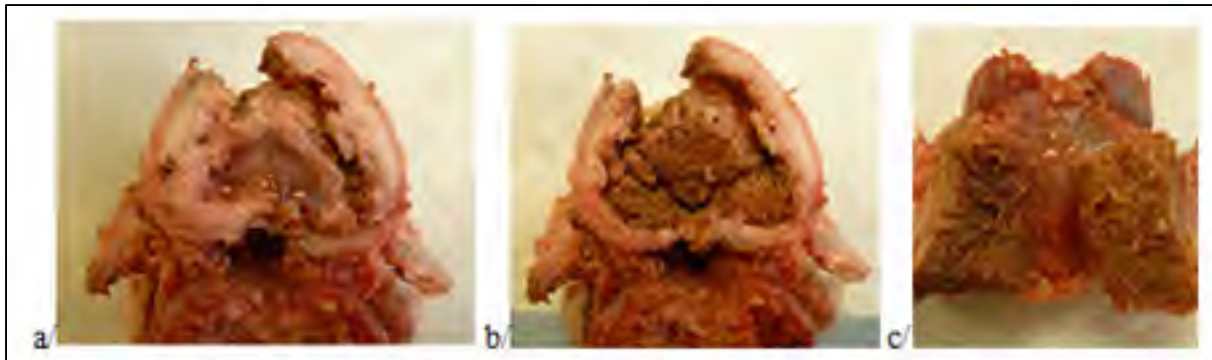


Figure 5.11 Images du spécimen 1 disséqué : a/ coupe transverse du disque intervertébral supérieur, b/ fracture transverse du plateau de croissance sous le disque intervertébral supérieur, c/ canal rachidien tapissé de nucleus pulposus

5.2.2 Spécimen 2 : vertèbre L3-L5

Le second spécimen fracturé est un échantillon lombaire (L3-L5) de colonne porcine. Les courbes de la force de chargement en fonction du temps, du déplacement en compression en fonction du temps et de la force de chargement en fonction du déplacement en compression pour ce cas de fracture sont présentées sur les Figures 5.12 à 5.14.

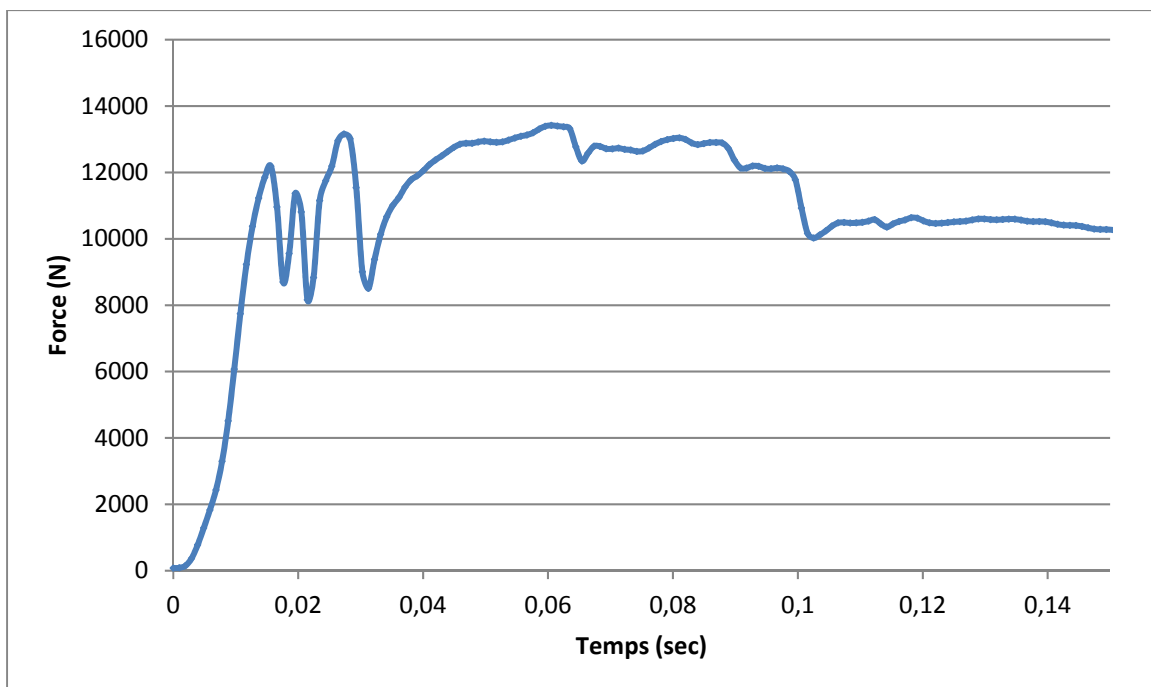


Figure 5.12 Évolution de la force de chargement en fonction du temps – spécimen 2

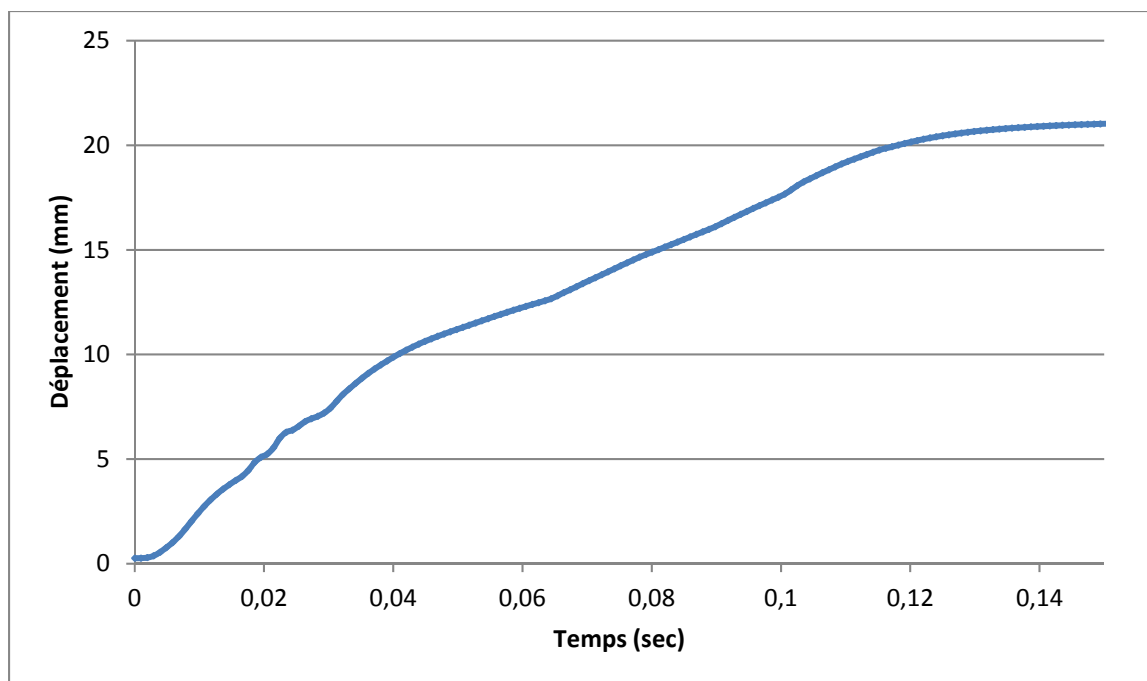


Figure 5.13 Évolution déplacement en compression en fonction du temps – spécimen 2

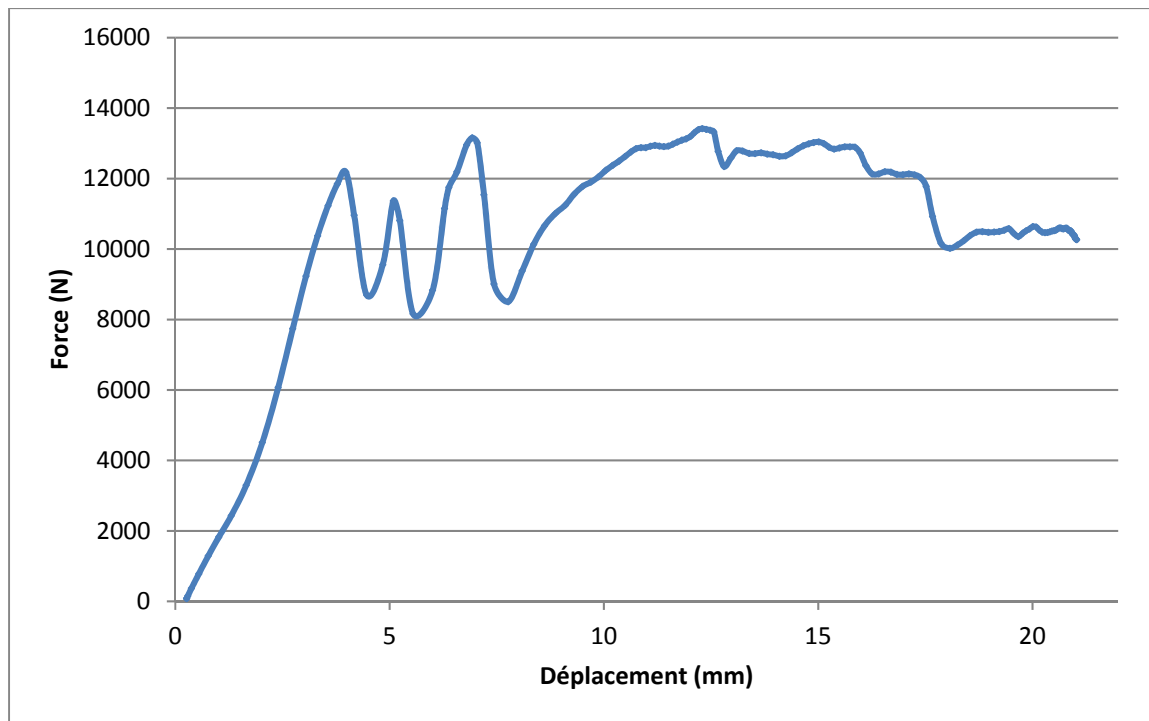


Figure 5.14 Évolution du chargement en fonction du déplacement en compression – spécimen 2

La force de chargement a atteint 13 419 N au maximum. Le chargement a duré 0,14 seconde au total. Une fois la phase de démarrage réalisée, la vitesse de déplacement du piston hydraulique effectuant le chargement en compression a été relativement stable, autour de 245mm/s, pendant toute la durée du chargement.

Des images tirées de la vidéo réalisée sont présentées sur la Figure 5.15. L'état du spécimen avant et après chargement est présenté dans la Figure 5.16, avec des images réalisées dans des conditions optimales de luminosité. L'image après chargement est réalisée une fois que le spécimen est ramené à sa position originale. Des images de la fracture tirées de l'imagerie par tomodensitométrie sont présentées dans la Figure 5.17.

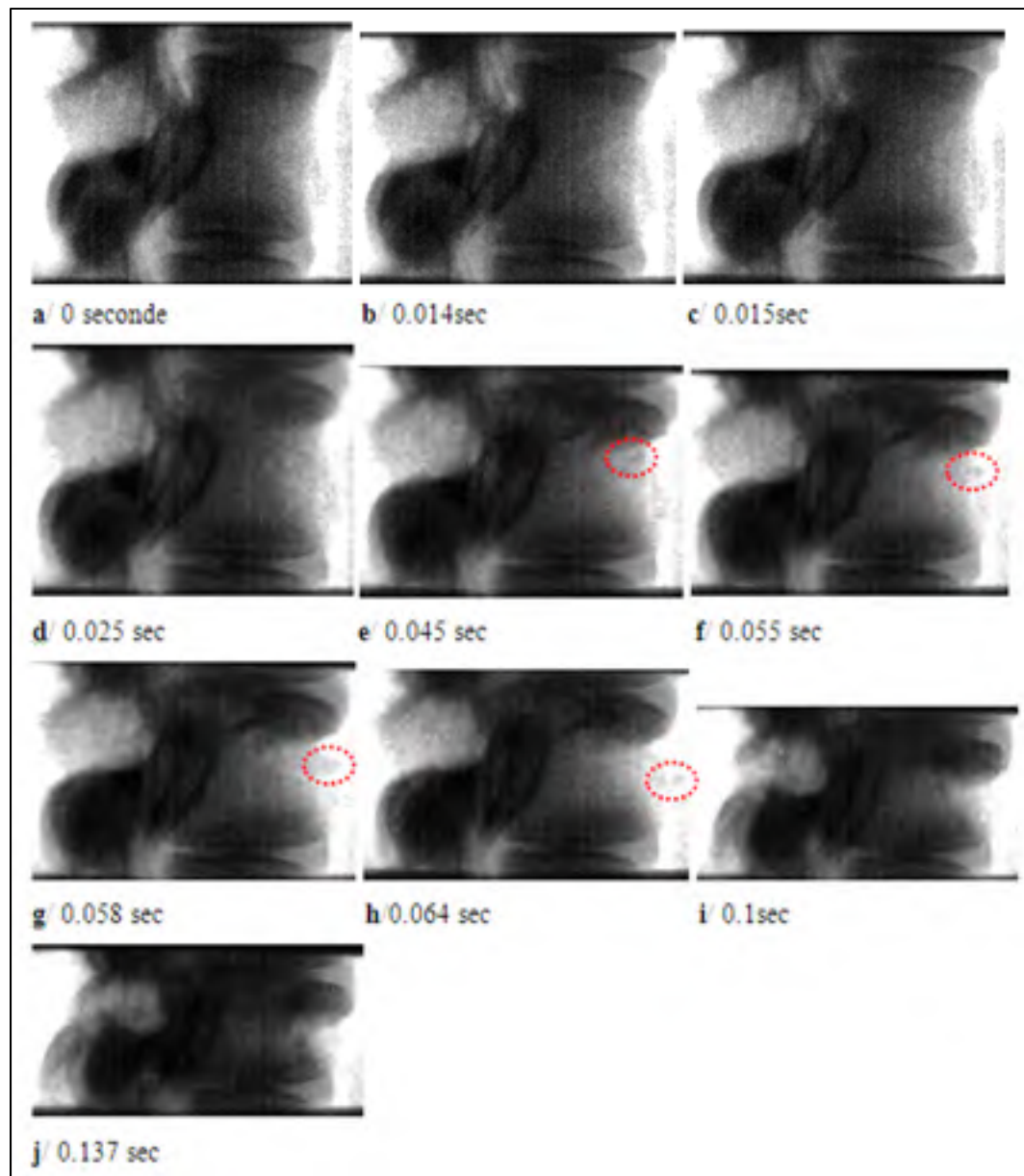


Figure 5.15 Images tirées du film cinéradiographique de la fracture vertébrale du spécimen 2

De la même façon que pour le premier cas, dans un premier temps, on observe une compression des disques intervertébraux entre les images a et b. Ceci conduit tout d'abord à l'implosion du disque intervertébral supérieur, visible sur l'image c. Cet événement est synchronisé à la première chute de force sur la courbe correspondante. Sur cette même image, on observe que le canal médullaire est devenu plus sombre après cette implosion.

Ensuite, on observe une fracture apparaitre au sein du corps vertébral à partir du plateau de croissance supérieur, visible sur l'image d. Au même moment, on observe une seconde chute sur la courbe de la force en fonction du temps. Cette fracture est suivie de l'apparition d'une forme sombre sous le disque intervertébral supérieur, visible entre les images d et e. Cette période est caractérisée par une succession de pic de forces. La forme sombre est vraisemblablement du nucleus pulposus ayant traversé le plateau vertébral supérieur en le fracturant. Cette fracture entraîne le tassement de la vertèbre, et une goutte de nucleus pulposus est propulsée à 0,60 m/s depuis le corps vertébral vers l'extérieur, entourée en rouge sur les images e à h. Ensuite, on observe un tassement du corps vertébral jusqu'à la fin du chargement. Le début de l'éjection de nucleus pulposus vers l'extérieur coïncide avec l'apparition d'un plateau sur la courbe de force.

Les images issues de la tomodensitométrie (TDM) (Figure 5.17) montrent que la fracture du corps vertébral est restée confinée au plateau de croissance supérieur du corps vertébral. Les images en coupe des disques intervertébraux après fracture (a et c) montrent un espace noir synonyme de vide au sein de la cavité du nucleus pulposus. On observe la même chose sur l'image radiographique après fracture des disques intervertébraux (Figure 5.16).

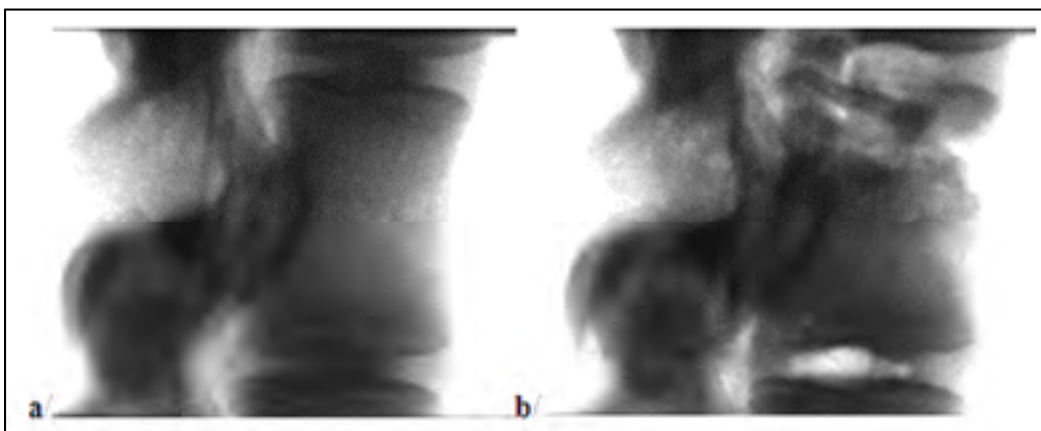


Figure 5.16 État de la vertèbre du spécimen 2 :
a/ avant chargement, b/ après chargement

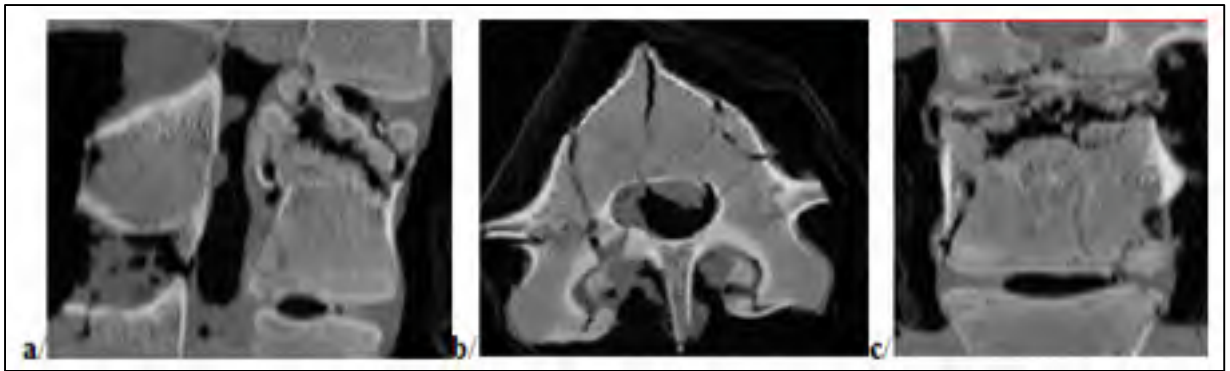


Figure 5.17 Images TDM de la vertèbre fracturée du spécimen 2 :
a/vue latérale, b/vue transverse, c/vue antérieure

La dissection du spécimen permet de confirmer ces observations à propos de la fracture des lignes de croissance et du plateau vertébral supérieur (voir Figure 5.18). Les lignes de fractures sont clairement visibles et le nucleus pulposus est absent du disque intervertébral supérieur, mais présent dans une ligne de fracture dans le corps vertébral.



Figure 5.18 Images du spécimen 2 disséqué : a/ coupe transverse du disque intervertébral supérieur, b/fracture transverse de la plaque de croissance sous le disque intervertébral supérieur, c/ nucleus pulposus au sein d'une ligne de fracture dans le corps vertébral

5.2.3 Spécimen 3 : vertèbre T14-L2

Le troisième spécimen fracturé est un échantillon thoracolombaire (T14-L2) de colonne porcine. Les courbes de la force de chargement en fonction du temps, du déplacement en compression en fonction du temps et de la force de chargement en fonction du déplacement en compression pour ce cas de fracture sont présentées sur les Figures 5.19 à 5.21.

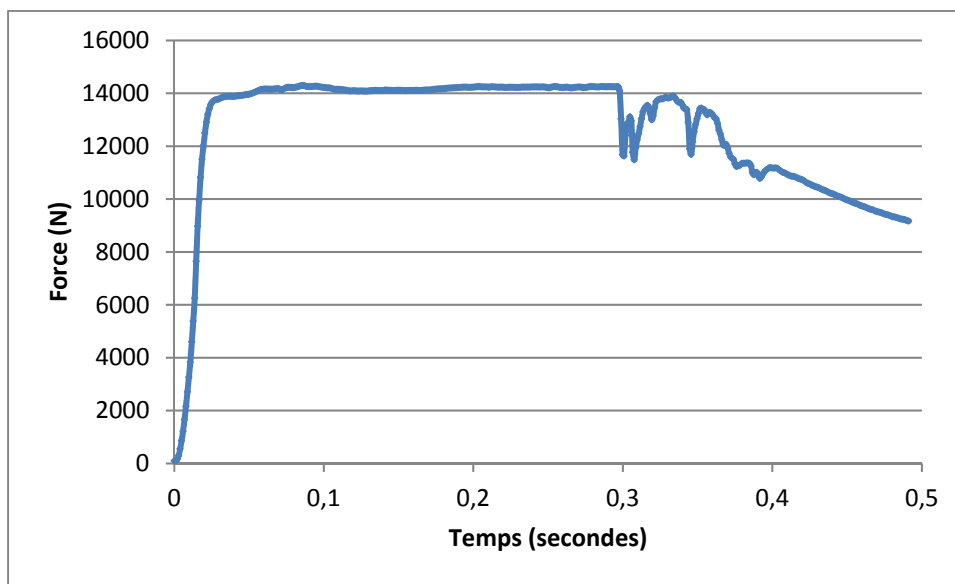


Figure 5.19 Évolution de la force de chargement en fonction du temps – spécimen 3

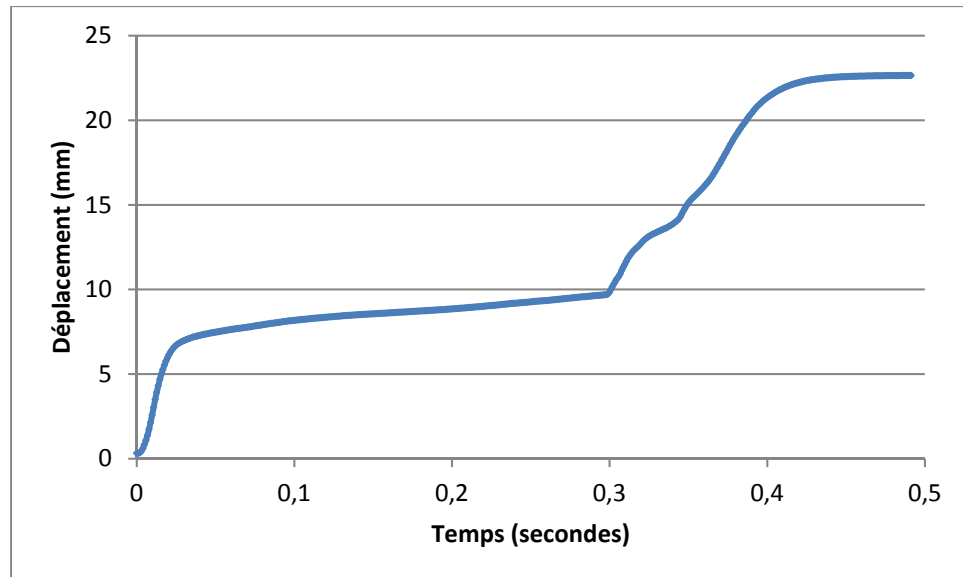


Figure 5.20 Évolution déplacement en compression en fonction du temps – spécimen 3

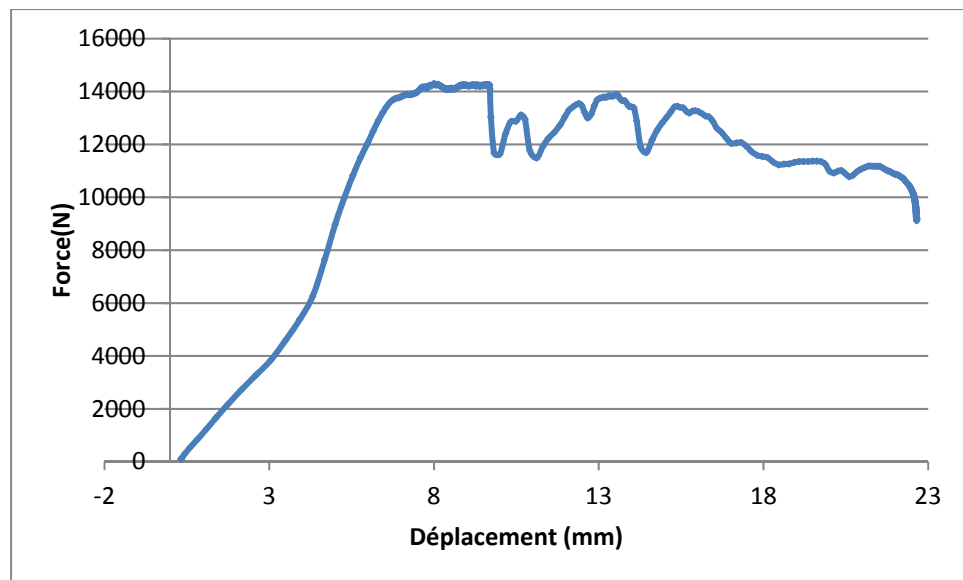


Figure 5.21 Évolution du chargement en fonction du déplacement en compression – spécimen 3

La force de chargement a atteint 14 296 N au maximum. Elle n'a jamais dépassé cette valeur, mais elle s'est stabilisée autour de 14 000 N pendant la majorité du chargement. Le chargement a duré 0,42 seconde au total. La vitesse de déplacement du piston hydraulique effectuant le chargement en compression a atteint 370 mm/sec dans un premier temps puis

elle s'est très rapidement stabilisée autour de 8 mm/sec pendant une bonne partie du chargement. Enfin, la vitesse de chargement a augmenté dans une dernière partie où elle a atteint 110 mm/sec. On observe une correspondance entre le plateau à 14 000 N observé pour la force de chargement et la stabilisation de la vitesse de déplacement à 8 mm/sec.

Des images tirées de la vidéo réalisée sont présentées sur la Figure 5.22. L'état du spécimen 3 avant et après chargement est présenté dans la Figure 5.23, avec des images réalisées dans des conditions optimales de luminosité. L'image après chargement est réalisée une fois que le spécimen est ramené à sa position originale. Des images de la fracture tirées de l'imagerie par tomodesitométrie sont présentées dans la Figure 5.24.

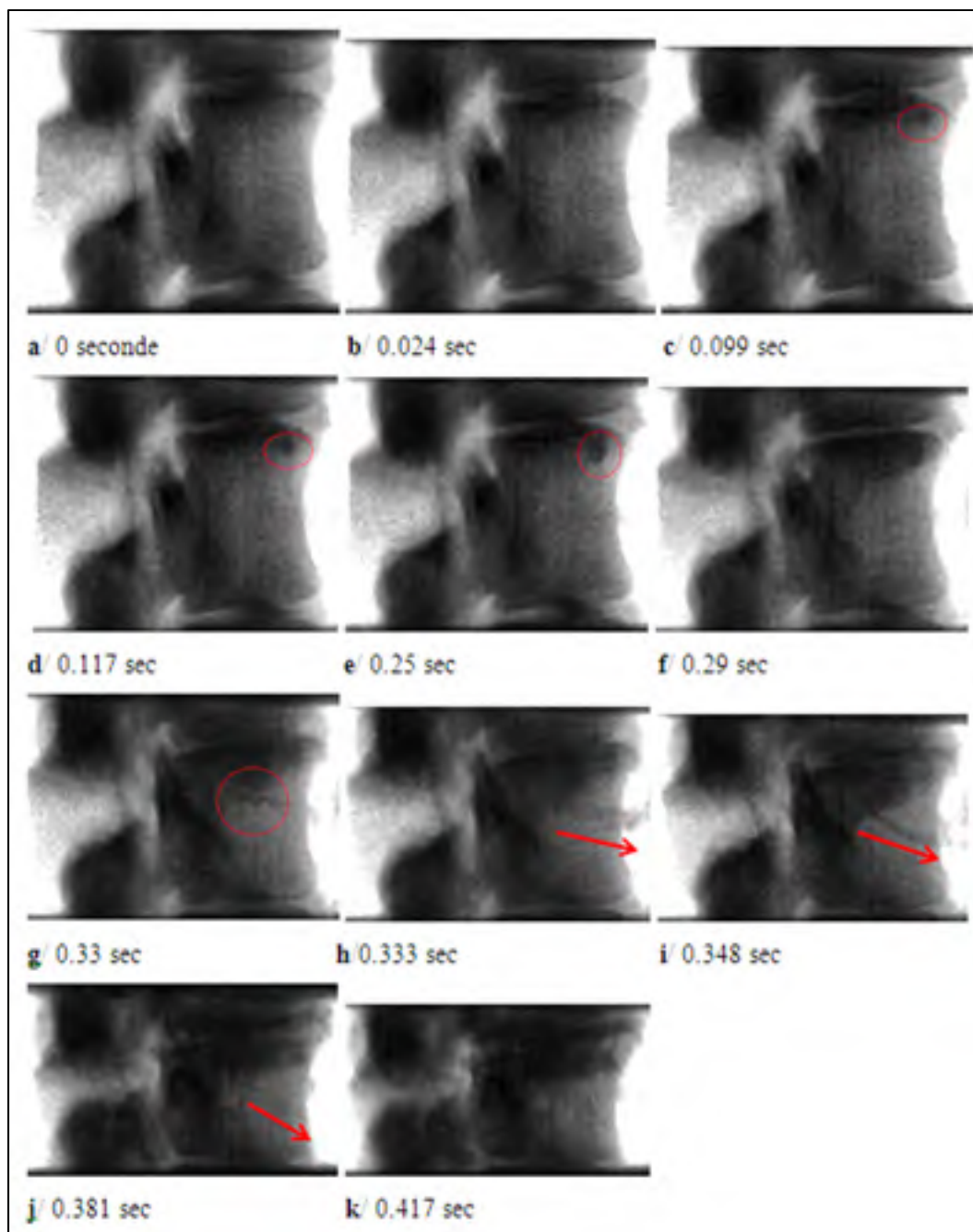


Figure 5.22 Images tirées du film cinéradiographique de la fracture vertébrale du spécimen 3

Comme dans les cas précédents, on observe au début une compression des disques intervertébraux entre les images a et b. Ceci a eu pour conséquence tout d'abord une pénétration lente du nucleus pulposus à travers le plateau vertébral, visible dans les images c

à e. Ce phénomène lent se traduit par l'apparition d'un plateau sur la courbe de la force en fonction du temps. Puis, on observe une fracture du plateau vertébral avec la diminution rapide de la hauteur du disque intervertébral supérieur et l'entrée soudaine du nucleus pulposus dans la partie supérieure du corps vertébral, visible sur l'image f. Cet événement coïncide avec la rupture du plateau sur la courbe de la force en fonction du temps. On observe, suite à ce phénomène, la propulsion d'une quantité importante de nucleus pulposus à 2,9m/s depuis le corps vertébral vers l'extérieur, à partir de l'image g jusqu'à l'image j. Ceci est accompagné d'un tassement de la vertèbre jusqu'à la fin du chargement.

Les images radiographiques et issues de la tomодensitométrie après fracture (TDM) (Figures 5.23 et 5.24) montrent que la fracture du corps vertébral est restée confinée au niveau du plateau de croissance supérieur du corps vertébral. On observe tout de même une légère séparation des lignes de croissance verticales à l'intérieur du corps vertébral et du plateau de croissance inférieur (a et b sur la Figure 5.24). Les images en coupe des disques intervertébraux après fracture (a et c sur la Figure 5.24) montrent que le nucleus pulposus n'est plus présent au sein du disque intervertébral supérieur. En revanche on observe une tache au sein du disque intervertébral inférieur correspondant à du nucleus pulposus (c sur la Figure 5.24).

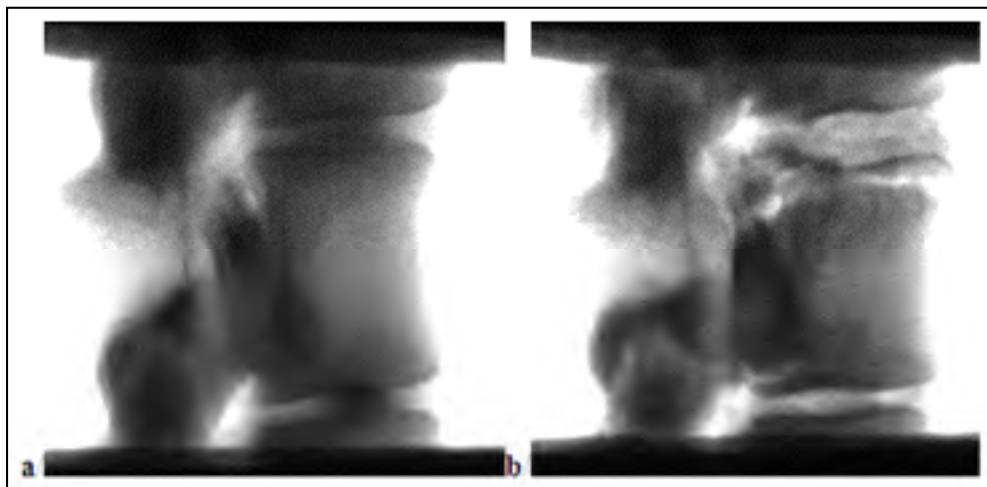


Figure 5.23 État de la vertèbre du spécimen 3 :
a/ avant chargement, b/ après chargement

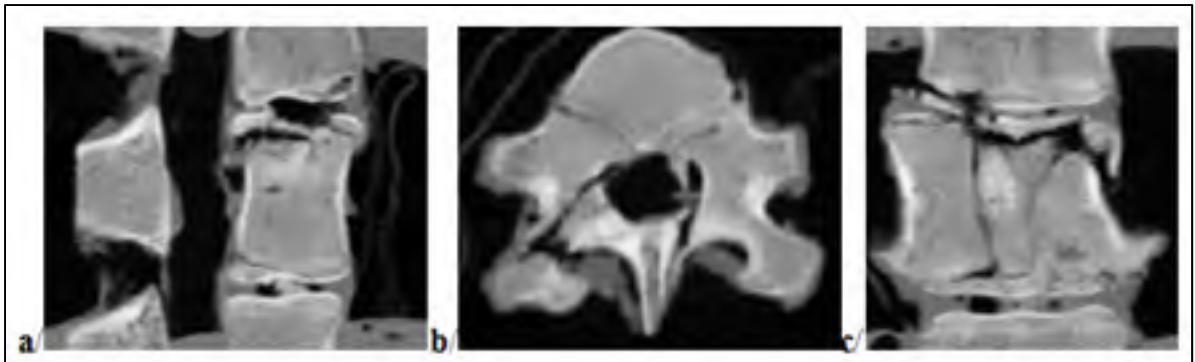


Figure 5.24 Images TDM de la vertèbre fracturée du spécimen 3 :
a/vue latérale, b/vue transverse, c/vue antérieure

La dissection du spécimen permet de confirmer ces observations à propos de la fracture du plateau vertébral supérieur et à propos du reste de nucleus pulposus dans le disque intervertébral inférieur (voir Figure 5.25). La fracture du plateau vertébral supérieur est clairement visible et le nucleus pulposus est absent du disque intervertébral supérieur, mais présent sous le plateau vertébral supérieur. De plus, on trouve du nucleus pulposus au sein du disque intervertébral inférieur.

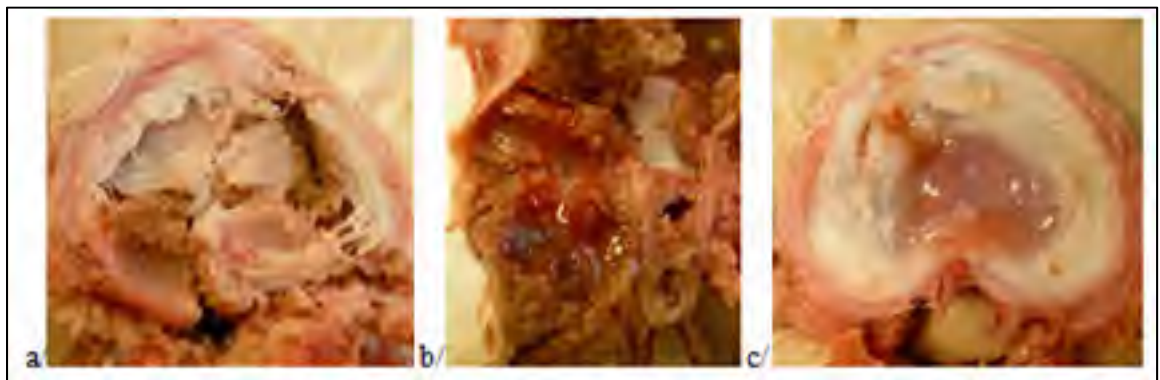


Figure 5.25 Images du spécimen 3 disséqué : a/ coupe transverse du disque intervertébral supérieur, b/ nucleus pulposus sous le plateau vertébral supérieur, c/ coupe transverse du disque intervertébral inférieur avec un peu de nucleus pulposus

5.2.4 Spécimen 4 : vertèbre L3-L5

Le quatrième spécimen fracturé est un échantillon lombaire (L3-L5) de colonne porcine. Les courbes de la force de chargement en fonction du temps, du déplacement en compression en fonction du temps et de la force de chargement en fonction du déplacement en compression pour ce cas de fracture sont présentées sur les Figures 5.26 à 5.28.

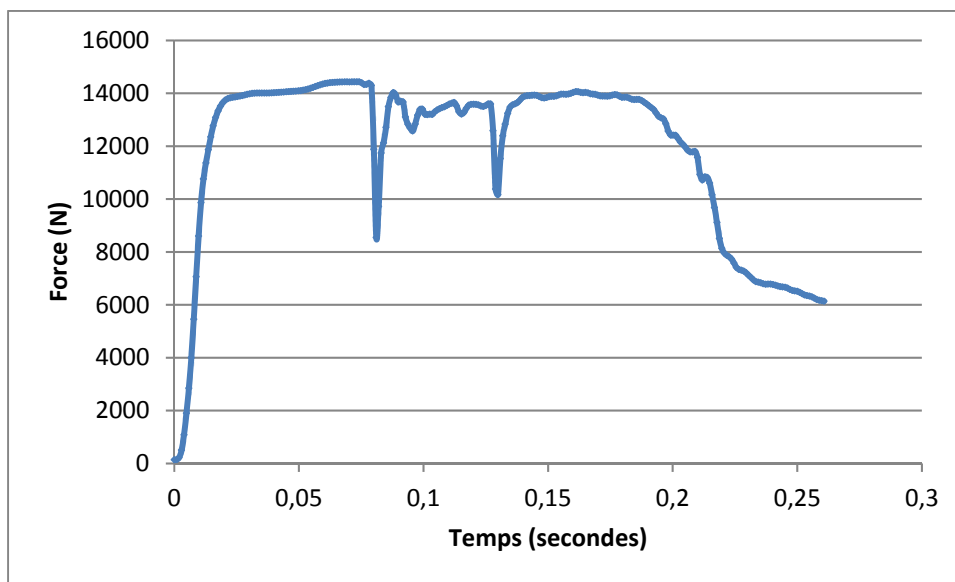


Figure 5.26 Évolution de la force de chargement en fonction du temps – spécimen 4

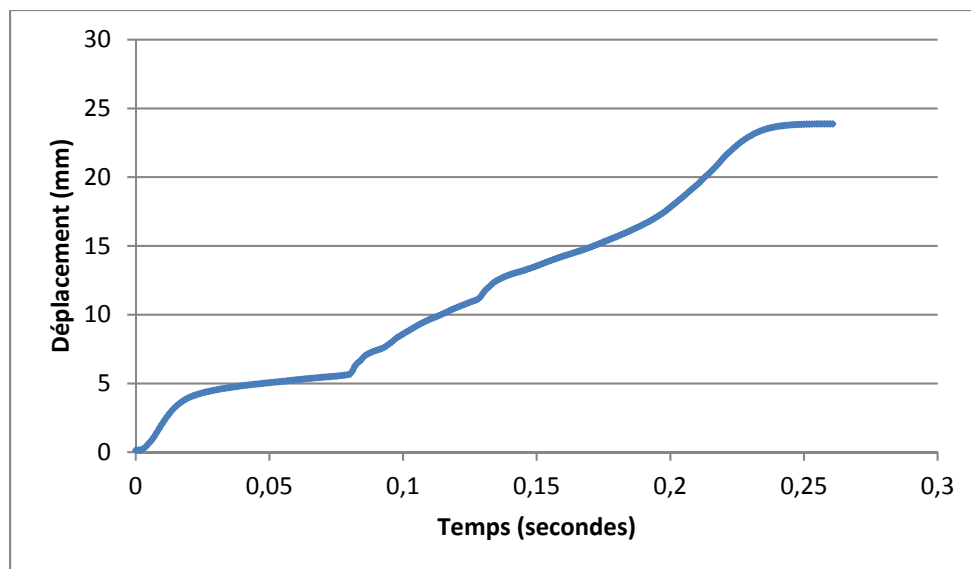


Figure 5.27 Évolution déplacement en compression en fonction du temps – spécimen 4

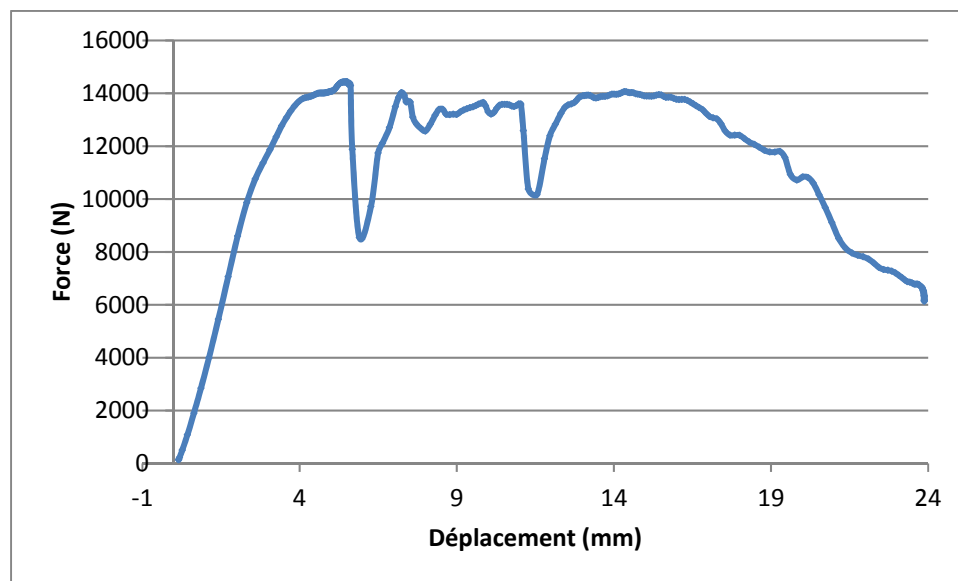


Figure 5.28 Évolution du chargement en fonction du déplacement en compression – spécimen 4

La force de chargement a atteint 14 437 N au maximum. Elle n'a jamais dépassé cette valeur, mais elle s'est stabilisée autour de 14 000 N après la phase de démarrage du piston de

compression, pendant environ 0,06 seconde puis à la fin du chargement, pendant environ 0,06 seconde également. Le chargement a duré 0,23 seconde au total.

La vitesse de déplacement du piston hydraulique effectuant le chargement en compression a atteint 283 mm/sec dans un premier temps puis elle s'est très rapidement stabilisée autour de 20 mm/sec pendant environ 0,06 seconde. Puis, la vitesse a de nouveau augmenté avec une moyenne autour de 103 mm/sec pendant 0,05 seconde. Ensuite, la vitesse de chargement s'est de nouveau stabilisée à une valeur plus faible, autour de 68 mm/sec. Enfin, on observe une augmentation de la vitesse pendant les 0,03 secondes finales du chargement, environ 185 mm/sec. On observe une correspondance entre les plateaux à 14 000 N observés pour la force de chargement et les stabilisations de la vitesse de déplacement minimales.

Des images tirées de la vidéo réalisée sont présentées sur la Figure 5.29. L'état du spécimen 4 avant et après chargement est présenté dans la Figure 5.31, avec des images réalisées dans des conditions optimales de luminosité. L'image après chargement est réalisée une fois que le spécimen est ramené à sa position originale. Des images de la fracture tirées de l'imagerie par tomodensitométrie sont présentées dans la Figure 5.32.

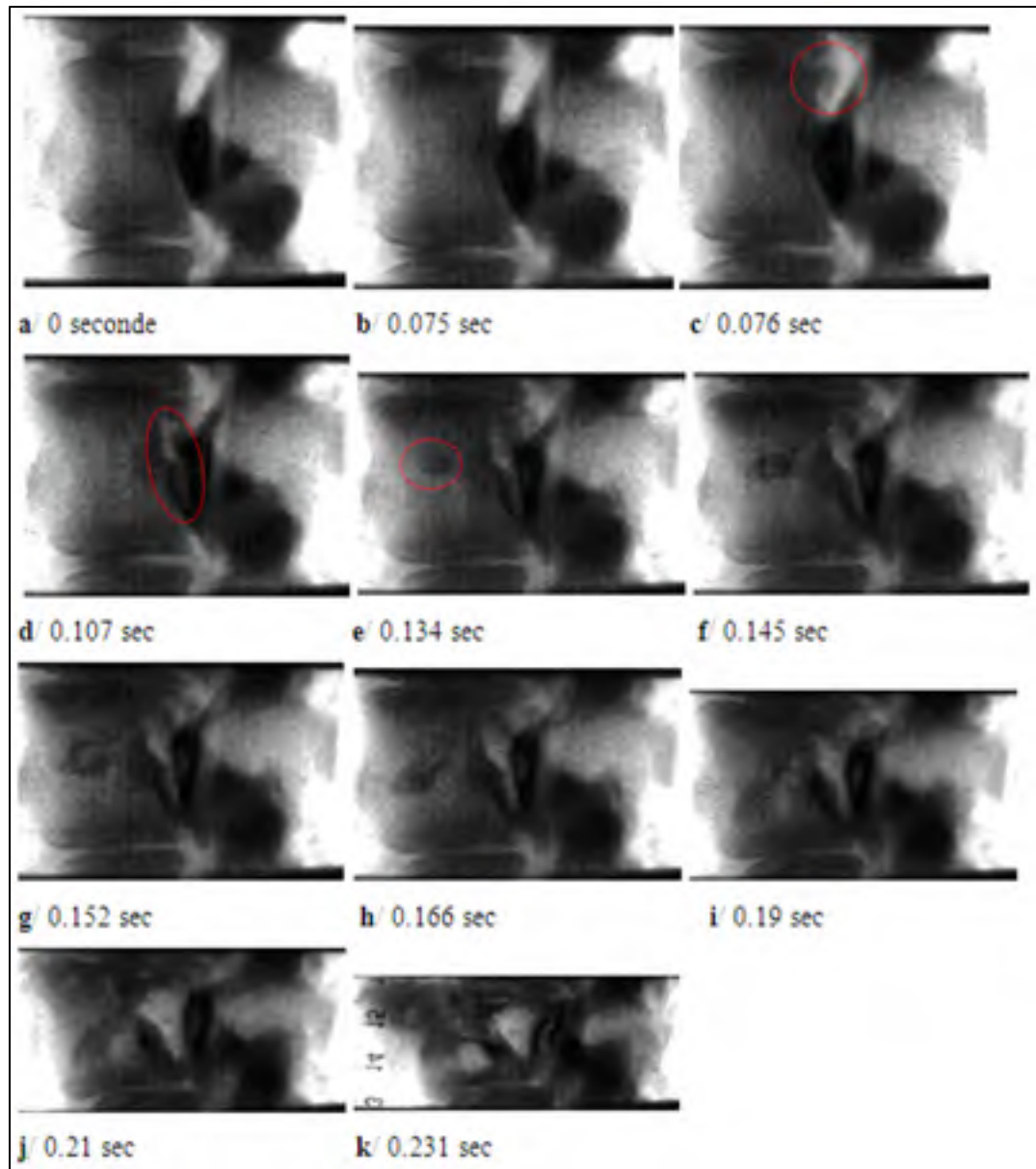


Figure 5.29 Images tirées du film cinéradiographique de la fracture vertébrale du spécimen 4

Comme dans les cas précédents, on observe au début, une compression des disques intervertébraux entre les images a et b. Puis, un fragment de corps vertébral est propulsé brusquement depuis la partie supérieure et postérieure du corps vertébral en direction du canal médullaire, visible sur l'image c. Cet événement se traduit par une brusque chute de force sur la courbe correspondante. Ensuite, on observe l'apparition d'une fracture verticale

le long de la partie postérieure du corps vertébral. Cette fracture débute à la jonction supérieure du corps vertébral avec les pédicules, visible sur l'image d. Puis on remarque l'apparition d'une tache radio opaque au sein du corps vertébral, visible sur l'image e. Ceci coïncide avec la seconde chute brusque sur la courbe de la force en fonction du temps. Cette tache croît depuis la partie postérieure vers la partie antérieure dans un premier temps, à partir de l'image e jusqu'à g. Dans un second temps, cette tache s'agrandit dans la direction inférieure, à partir de l'image h jusqu'à l'image i. Ceci est accompagné d'une augmentation régulière de l'écartement de la fracture verticale apparue sur l'image d. Enfin on observe une augmentation rapide de cet écartement à partir de l'image i jusqu'à la fin du chargement.

Le caractère haute vitesse d'acquisition apporté par la fréquence à 3000 images par seconde a permis d'observer précisément la rétropulsion d'un fragment d'os (c sur la Figure 5.29) en direction du canal médullaire et son retour à une position plus proche du corps vertébral (voir Figure 5.30). Le fragment se détachant du corps vertébral apparaît sur l'image b. Sa position la plus profonde dans le canal rachidien est observée sur l'image c, image réalisée 0,00033 seconde après l'image b. Sur cette image, le fragment s'est déplacé d'environ 3,5 mm dans le canal médullaire. L'image suivante d montre un retour à une position plus proche du corps vertébral. En effet, l'avancement dans le canal médullaire n'est plus que de 2,4 mm environ. Une fréquence d'acquisition moins élevée n'aurait probablement pas permis la visualisation de ce phénomène de retour en position qui a duré moins de 0,001 seconde.

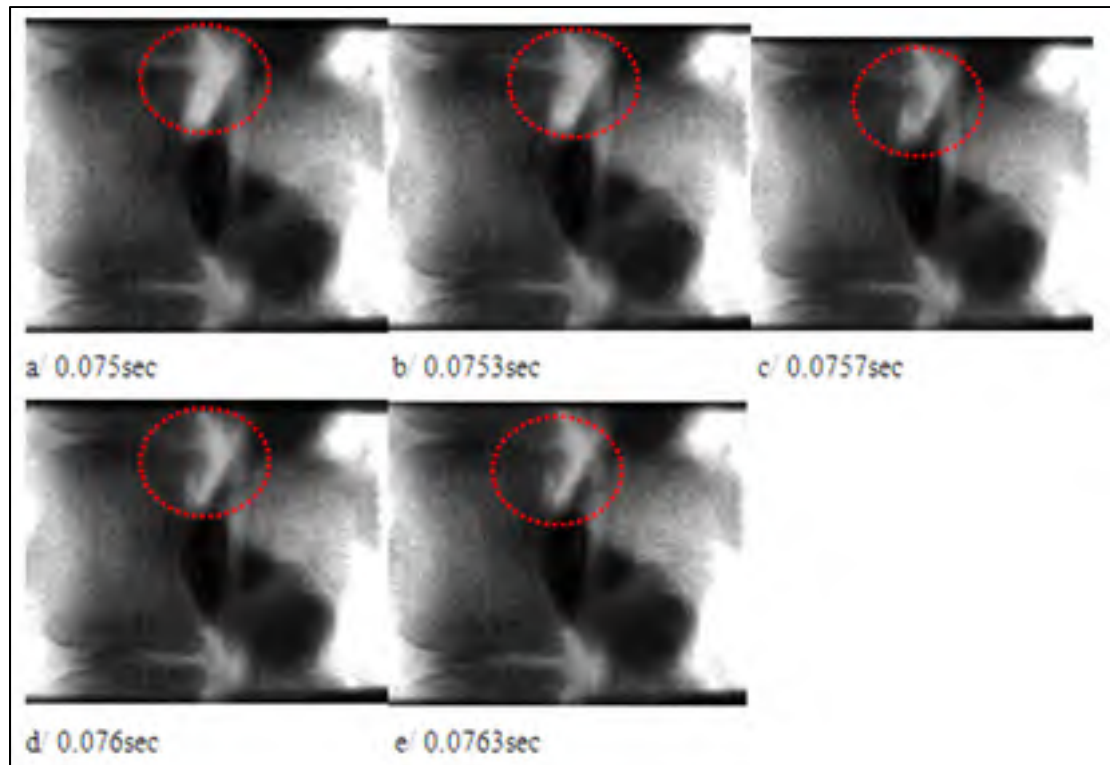


Figure 5.30 Images radiographiques de la rétropulsion d'un fragment osseux dans le canal médullaire

Les images radiographiques et issues de la tomodensitométrie après fracture (TDM) (Figures 5.31 et 5.32) montrent que les fractures du corps vertébral suivent les plaques de croissance de vertèbres porcines. Les plaques de croissances à l'intérieur du corps vertébral sont clairement identifiables (b et c sur la Figure 5.32). Les images en coupe des disques intervertébraux après fracture (a et c sur la Figure 5.32) montrent que le nucleus pulposus n'est plus présent au sein du disque intervertébral supérieur.

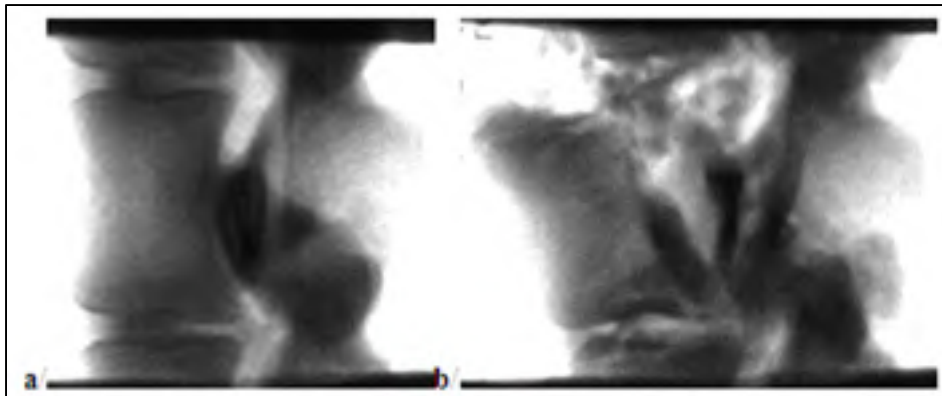


Figure 5.31 État de la vertèbre du spécimen 4 :
a/ avant chargement, b/ après chargement

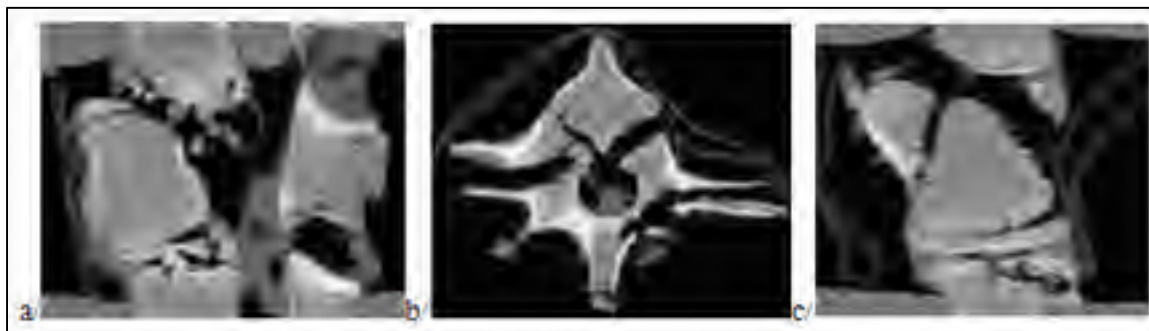


Figure 5.32 Images TDM de la vertèbre fracturée du spécimen 4 :
a/vue latérale, b/vue transverse, c/vue antérieure

La dissection du spécimen permet de confirmer ces observations à propos de la fracture des lignes de croissances sous le plateau vertébral supérieur et le long du corps vertébral (voir Figure 5.33). Les fractures le long des plaques de croissance parcourant le corps vertébral sont clairement identifiables et le nucleus pulposus est absent du disque intervertébral supérieur, mais présent le long de ces mêmes lignes.

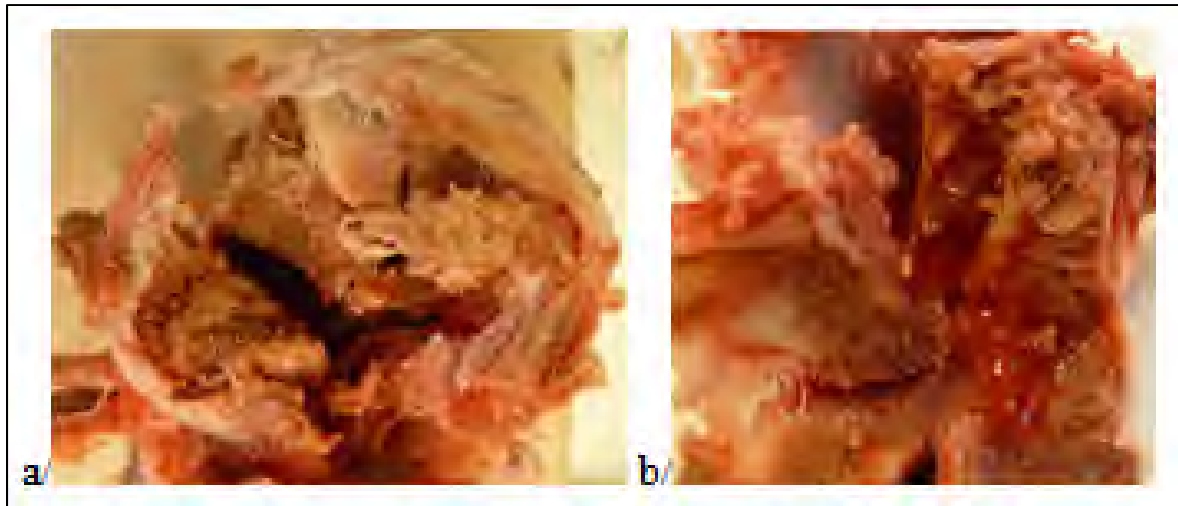


Figure 5.33 Images du spécimen 4 disséqué : a/ coupe transverse du disque intervertébral supérieur, b/ nucleus pulposus le long d'une ligne de fracture parcourant le corps vertébral

L'analyse des quatre fractures réalisées permet de remarquer, tout d'abord, que la vidéo cinéradiographique à haute vitesse amène des informations complémentaires aux simples courbes des efforts et déplacements. En effet, les parties régulières et les variations soudaines de ces courbes renseignent sur les moments où l'énergie due au chargement en compression s'accumule dans le spécimen et sur les instants où, au contraire, cette énergie cause le brusque d'un élément. L'accumulation d'énergie correspond aux parties où la force augmente régulièrement ou stagne au cours du temps et les bris correspondent aux moments où la force diminue. Or, seules, ces courbes ne donnent pas d'indice sur la nature du bri, ou sur le mécanisme d'apparition de la fracture. L'apport de la vidéo a permis de définir quels éléments ont rompu, dans quel ordre chronologique et qu'elle est la dynamique globale de la fracture créée. De plus, le fait que le nucleus pulposus soit visible dans ces vidéos a permis de suivre son déplacement et son action. Cette visibilité permet de démontrer que la lésion des plateaux vertébraux entraîne la pénétration du nucleus pulposus dans le corps vertébral et/ou le canal médullaire. Elle permet aussi de montrer la surpression engendrée par ce phénomène avec l'éjection de nucleus pulposus vers l'extérieur.

Certains événements apparaissent à chaque fois et dans le même ordre chronologique pour tous les spécimens. Tout d'abord, on observe une compression des disques intervertébraux

qui s'aperçoit directement sur les vidéos cinéradiographiques, mais qui se traduit aussi par la première partie linéaire des courbes de force et de déplacement en fonction du temps. Ensuite le plateau vertébral supérieur fracture brusquement, provoquant la pénétration de nucleus pulposus dans le canal médullaire et/ou dans le corps vertébral. Cet événement coïncide avec une chute brusque de la force en fonction du temps. Quand elle est présente, la pénétration de nucleus pulposus dans le corps vertébral, accompagnée par la compression de la vertèbre, entraîne une surpression dans le corps vertébral qui provoque l'éjection de nucleus pulposus vers l'extérieur. Puis on observe la compression du corps vertébral qui se traduit sur la courbe de la force en fonction du temps par un plateau. Enfin, lorsque suffisamment d'énergie s'est accumulée pour fracturer le corps vertébral, alors commence un tassement ou une fracturation le long des plaques de croissance de celui-ci qui s'accompagne d'une suite de petites variations sur la courbe de la force, en fonction de la résistance rencontrée par le vérin.

En synthèse, ce chapitre correspond à la réalisation de l'objectif principal. L'alliance de la cinéradiographie à 3000 images/sec et de la méthode de visualisation du nucleus pulposus, développée aux chapitres 3 et 4, a permis de voir en temps réel l'apparition de fractures vertébrales en compression. Le mécanisme de fracture, l'interaction des différents éléments et les déplacements du nucleus pulposus ont été rendus visible. De plus, le caractère haute vitesse a permis la visualisation de la rétropulsion d'un fragment osseux dans le canal médullaire. Par conséquent, cette étude de concept démontre que la cinéradiographie haute vitesse alliée à une méthode de visualisation du nucleus pulposus présente un potentiel important pour améliorer la compréhension des mécanismes de fractures à haute énergie.

CHAPITRE 6

DISCUSSION

Ce chapitre permet de confronter les résultats, les choix méthodologiques et la littérature.

6.1 Visualisation du nucleus pulposus

Le premier objectif spécifique de cette étude était de développer et valider une méthode pour rendre le nucleus pulposus visible dans son ensemble sur des images tirées de rayons X, à l'aide d'injections d'agent de contraste radio opaque liquide suivi d'une période de diffusion pour permettre son mélange homogène. Les sous-objectifs qui en découlent étaient de définir une quantité minimale et un temps de diffusion optimal pour obtenir une tache radio opaque représentant l'entière du nucleus pulposus. Pour rappel, 3 quantités d'injection d'agent radio opaque ont été testées, 0,12mL, 0,15mL et 0,18mL, sur une durée de 32 heures après injection.

Les résultats des mesures de dimensions de la tache radio opaque ont montré une augmentation de sa taille au cours du temps. Ce phénomène de diffusion dépend du temps par rapport à l'injection. En effet, les résultats obtenus semblent montrer que l'agent radio opaque se diffuse de moins en moins vite plus l'on s'éloigne du moment de l'injection. Au bout de 24 heures après l'injection, la largeur de la tache radio opaque a atteint 92% de sa largeur finale en moyenne. De plus, les mesures de moyenne et de maximum de niveau de gris sur la tache radio opaque ont montré une augmentation au cours du temps avec une stabilisation une fois atteint 24 heures après l'injection. Le temps 24 heures a donc été choisi comme temps de diffusion optimal.

La comparaison des mesures de dimensions des taches radio opaques avec les dimensions des cavités des nucleus pulposus a montré que seuls les volumes injectés de 0,15 mL et 0,18 mL ont permis une visualisation suffisante du nucleus pulposus en vues frontale et latérale.

Le volume de 0,15mL correspond donc au volume minimal permettant la visualisation du nucleus pulposus d'après les résultats obtenus. Cette quantité correspond à un volume faible en comparaison avec les volumes injectés dans les disques humains lors de discographies (Choi et al., 2011; Derby et al., 2005b; Shin et al., 2006).

Cependant, les mesures réalisées ne permettent pas d'évaluer l'expansion de la tache radio opaque ni son contraste entre 8 heures et 24 heures après injection. Il est possible qu'une tache radio opaque présentant une expansion suffisante pour représenter l'intégralité du nucleus pulposus ainsi qu'un meilleur contraste soit possible en choisissant comme temps de diffusion une valeur entre 8 et 24 heures après injection. Cependant, il est nécessaire d'effectuer des tests supplémentaires pour le vérifier. La durée de diffusion de 24 heures donnant des résultats satisfaisants pour notre étude, l'analyse de l'évolution de l'expansion de la tache radio opaque et de son contraste en fonction du temps n'a pas été poussée plus avant.

Il existe des limites concernant les résultats de mesures de largeur des taches radio opaques au sein du nucleus pulposus. La première est que la répartition de l'agent radio opaque liquide lors de l'injection au sein du nucleus pulposus conditionne beaucoup les mesures de largeurs des taches radio opaques. Cette répartition varie en fonction de la quantité injectée, mais aussi de l'angle d'introduction de l'aiguille au moment des injections. Par exemple, le disque T8-T9 présente une tache radio opaque plus large que les autres disques en vue latérale bien que le volume d'agent radio opaque injecté soit le plus faible de la série. En contrepartie la largeur de la même tache en vue frontale est plus petite que dans les autres disques. De plus, on remarque que la hiérarchie des largeurs des taches en fonction des disques est liée à la répartition de l'agent radio opaque au sein du nucleus pulposus au moment de l'injection. C'est-à-dire que les disques qui présentent une tache plus grande sur l'image juste après injection présenteront une tache plus grande pendant le reste du processus. Il est donc important de répartir l'agent radio opaque le plus globalement possible dans la cavité du nucleus pulposus lors de l'injection. Cette observation va en faveur de la triple injection en comparaison avec une injection simple qui ne permet qu'une répartition

très locale. Néanmoins, la triple injection n'empêche pas complètement la variabilité de répartition au moment de l'injection.

Une autre limite est qu'il existe une petite variabilité dans la luminosité des images cinéradiographiques due au caractère alternatif du courant électrique alimentant le générateur de rayons X. Ainsi la puissance du faisceau de rayons X varie périodiquement et l'on observe une légère variation de luminosité d'une image à l'autre. Cette variation peut avoir eu une influence concrète sur les transformations des images radiographiques en images binarisées en décalant légèrement le seuil limite réel de binarisation, ce qui modifie la taille de la tache binarisée. En effet, par exemple, le volume de nucleus pulposus présent dans les lobes de la cavité est relativement faible. Ainsi, la tache radio opaque apparaît très peu contrastée lorsque l'agent radio opaque a atteint cette zone. Par conséquent, une variation légère du seuil de binarisation a pu influencer de manière non négligeable l'apparence de l'expansion de la tache radio opaque dans cette zone. La variation de luminosité due au courant alternatif peut avoir eu une influence directe sur les calculs de niveaux de gris moyen et maximum également. L'utilisation d'une vitesse d'obturation plus longue pour l'acquisition des images radiographiques permettrait de minimiser ce problème. En effet, plusieurs cycles de haute et basse luminosité seraient superposés dans une image et leur influence serait donc divisée.

L'alignement des disques intervertébraux et la variation de leur positionnement par rapport à l'axe d'acquisition d'image du fluoroscope et de la caméra haute vitesse ont pu apporter une variabilité non négligeable sur les mesures de largeur des taches radio opaques. C'est particulièrement vrai pour les images en vue latérale. En effet, la présence de lobes du côté postérieur de la cavité du nucleus pulposus peut être à l'origine d'une variation relativement importante de l'apparence de largeur de la tache radio opaque en cas de déviation du disque intervertébral par rapport à cet axe. Cette limite peut expliquer pourquoi on obtient des mesures de largeur de tache radio opaque supérieures à la largeur de la cavité du nucleus pulposus dans certaines situations.

La dernière limite concerne le fait que les spécimens utilisés pour la réalisation de ces tests sont issus d'un échantillon de colonne thoracique porcine. Il faut prendre en compte que les disques intervertébraux utilisés et leur nucleus pulposus peuvent être de volumes et de géométries différents que ceux de l'humain. Ainsi, la quantité d'agent radio opaque suffisante pour représenter l'intégralité du nucleus pulposus peut différer en fonction des caractéristiques du disque intervertébral étudié. Une étude prenant en compte a priori le volume et la géométrie des disques et de leur cavité contenant le nucleus pulposus serait intéressante pour pouvoir généraliser très rigoureusement les résultats à tous les disques intervertébraux. Ceci nécessite l'ajout d'outils et de méthodes supplémentaires comme l'imagerie IRM et pourrait permettre, en perspective, de déterminer un rapport minimum d'injection d'agent radio opaque en fonction du volume du nucleus pulposus initial pour permettre la visualisation complète de ce dernier.

6.2 Impact de l'injection d'agent de contraste sur la pression intradiscale

Le second objectif de cette étude était d'évaluer l'impact de l'injection d'agent radio opaque liquide dans le nucleus pulposus sur la pression intradiscale. La pression intradiscale est une caractéristique biomécanique du disque intervertébral potentiellement influente sur la répartition des chargements depuis le disque intervertébral sur la vertèbre. Cette caractéristique est donc potentiellement influente sur le mécanisme d'apparition des fractures vertébrales en compression. Or, il est souhaité d'obtenir des fractures représentatives de fractures réelles et donc la biomécanique de l'échantillon de rachis utilisé doit être la plus réelle possible.

Les résultats recueillis ont permis de quantifier l'effet de ces injections sur la pression intradiscale au moment des injections et pendant le processus de diffusion après ces injections. Le volume d'injection d'agent radio opaque et la durée de mesure de pression intradiscale après injection ont été choisis d'après l'analyse des résultats tirés des expérimentations précédentes concernant la visualisation du nucleus pulposus.

Tout d'abord, les trois pics de pression intradiscale enregistrés pendant l'injection de l'agent radio opaque dans les disques intervertébraux semblent n'être fonction que de la vitesse d'injection. En effet, ce phénomène a été étudié dans des études précédentes et montre que ce la pression intradiscale augmente rapidement pendant l'injection en cas de vitesse d'injection élevée et diminue par la suite puis se stabilise (Hebelka et al., 2010; Seo et al., 2007).

Les résultats suggèrent que la pression intradiscale avant injection est en moyenne égale à 0,37 bar. Dans la littérature, la pression intradiscale d'un disque est plutôt mesurée au minimum autour de 1 bar chez l'humain couché au repos (Nachemson, 1981; Wilke et al., 1999). La différence entre les valeurs mesurées dans cette étude et les valeurs trouvées dans la littérature peut s'expliquer par la nature des échantillons utilisés. Dans cette étude, les échantillons sont des disques intervertébraux seulement entourés d'une petite partie des corps vertébraux adjacents. Or dans la littérature les mesures de pression intradiscale sont réalisées soit sur un disque à l'intérieur même du corps de quelqu'un, où la masse du corps et l'action des muscles viennent imposer un chargement sur les disques concernés (Wilke et al., 1999), soit sur un disque avec plusieurs vertèbres et des tissus mous autour (Tremblay, 2013). Ces composants entourant les disques testés ont une masse et cette masse occasionne un chargement passif sur eux, d'autant plus qu'ils sont soumis à des préchargements additionnels (Nachemson, 1981; Tremblay, 2013). Par conséquent, au moment de la prise de mesure de pression intradiscale, les disques intervertébraux subissent des chargements plus importants que ceux présents dans cette étude. Or, plus le chargement est important plus la pression intradiscale augmente (Cripton, Dumas et Nolte, 2001; Dennison et al., 2008; Nachemson, 1981). Ainsi il a été obtenu des valeurs de pression intradiscale plus faibles car les échantillons de l'étude subissaient un chargement moins important.

Ensuite, les résultats montrent que l'injection d'agent radio opaque a pour conséquence une augmentation de la pression intradiscale après 24 heures. En effet, comme présenté précédemment, tous les disques intervertébraux ont vu leur pression intradiscale augmenter entre 67 et 105% au bout de 24 heures. En valeur absolue, ceci correspond à des augmentations entre 0,21 et 0,42 bar. La pression intradiscale à la rupture du disque intervertébral telle que mesurée dans la littérature se situe entre 113 et 233 bars (Schechtman,

Robertson et Broom, 2006; Veres, Robertson et Broom, 2008). De plus, un disque intervertébral humain présente une variation naturelle de pression intradiscale de $\pm 1,4$ bar selon le moment de la journée (Wilke et al., 1999). Si l'on compare ces phénomènes avec l'augmentation de pression observée due aux injections, alors cette dernière paraît faible. En effet, les volumes d'agent de contraste injectés dans des disques intervertébraux lors de discographies provoquent des augmentations de pression beaucoup plus importantes, de l'ordre de 3,45 à 6,89 bars (Walker et al., 2008). De plus, l'augmentation de la pression intradiscale en fonction du volume injection d'un agent de contraste n'est pas linéaire selon la littérature (Choi et al., 2011). Plus le volume d'injection augmente plus la pression intradiscale augmente rapidement. Il apparaît donc d'autant plus important d'utiliser le volume d'injection le plus petit possible.

Néanmoins, bien que la pression intradiscale n'ait donc pas beaucoup augmentée en valeur absolue, il est probable que la pression intradiscale d'un disque intervertébral injecté influe sur la répartition des chargements. Cependant, aucune étude dans la littérature ne conclue qu'une pression intradiscale trop importante est un facteur limitant l'apparition de certaines fractures vertébrales. Au contraire, la diminution de la pression intradiscale liée à la dégradation de l'état de santé du disque intervertébral au cours temps (Adams et Roughley, 2006) semble être un facteur limitant l'apparition de certaines fractures comme les fractures comminutives par exemple (Polikeit, Nolte et Ferguson, 2004; Shirado et al., 1992). Une pression intradiscale élevée serait donc favorable à l'apparition de ces fractures. Une étude centrée sur l'impact d'une surpression sur la biomécanique du disque intervertébral permettrait de clarifier ces interrogations. Un élément de réponse, appliqué à l'application du chargement utilisé dans cette étude, peut être obtenu en étudiant l'évolution de la pression intradiscale en fonction d'un chargement en compression. Certaines études ont mesuré ce phénomène, et il apparaît que la pression intradiscale dépend linéairement du chargement appliqué (Cripton, Dumas et Nolte, 2001; Dennison et al., 2008). Ainsi, une augmentation de la pression intradiscale au repos pourrait provoquer un décalage sur l'axe des ordonnées de la droite de la pression en fonction du chargement et/ou une augmentation de la pente de cette droite. Une perspective d'approfondissement de cette étude serait d'évaluer précisément ce

phénomène en réalisant des mesures de pression intradiscale en fonction de la charge en compression sur un spécimen de disque intervertébral normal puis injecté d'agent radio opaque. Ceci permettrait d'étudier la raideur d'un spécimen normal comparé à la raideur de ce même spécimen une fois injecté d'agent radio opaque. La raideur est potentiellement un facteur biomécanique important complémentaire de la pression intradiscale pour considérer la biomécanique d'un disque intervertébral.

Par ailleurs, les résultats suggèrent que la pression intradiscale finale, 24 heures après injection, n'est pas directement liée au volume d'agent radio opaque injecté. Ceci est dû à la variabilité de volume du nucleus pulposus inter et intra spécimen, atteignant 30%. Cette variabilité est trop importante par rapport à la différence entre les deux volumes d'injections qui est seulement de 0,03mL, ce qui correspond à 20% de 0,15mL. Ainsi le fait d'injecter 0,15 ou 0,18mL a une influence directe seulement si l'on considère le volume du nucleus pulposus dans lequel est réalisée l'injection. En effet, le rapport du volume d'agent radio opaque injecté sur le volume final du nucleus pulposus semble avoir un impact sur l'augmentation de pression intradiscale entre les états avant injection et 24 après injection. Ainsi, ces résultats montrent que les injections d'agent radio opaque pourraient permettre de contrôler la pression intradiscale dans le but d'étudier ce facteur en lien avec la création de fractures vertébrales par exemple. Pour ce faire, il faudrait donc contrôler le rapport du volume injecté sur le volume de nucleus pulposus. La donnée manquante pour permettre ce contrôle est la connaissance du volume du nucleus pulposus avant injection. Une piste à investiguer pour obtenir ce volume serait d'imager en trois dimensions les disques intervertébraux considérés à l'aide d'imagerie par résonance magnétique, puis de calculer le volume du nucleus pulposus géométriquement à partir de ces images. Ainsi, le volume d'injection pourrait être quantifié pour chaque spécimen en proportion du volume du nucleus pulposus. Et il serait intéressant de vérifier si pour une même proportion d'injection les caractéristiques mécaniques de disques différents se trouvent modifiées dans les mêmes proportions.

L'insertion de l'aiguille du capteur de pression provoque potentiellement une augmentation de la pression intradiscale. Néanmoins toutes les mesures de pression répertoriées ici

présentent le même biais engendré par l'insertion du capteur de pression de ce type. Cette limite doit être prise en compte lors de la comparaison avec les valeurs mesurées avec d'autres types de capteurs de pression.

Par ailleurs, le nombre d'échantillons est relativement faible dans cette étude, ce qui affecte potentiellement sur la robustesse des résultats obtenus. C'est pourquoi il serait intéressant d'augmenter le nombre d'échantillons et d'ajouter les mesures obtenues à celles répertoriées ici.

De plus, les spécimens utilisés pour ces tests sont des disques issus de colonnes thoraciques alors que les spécimens les plus adéquats pour réaliser des fractures vertébrales expérimentales semblent devoir être issus de la section thoracolombaire (Leucht et al., 2009; Tian et al., 2016; Wang et al., 2012). La géométrie externe des vertèbres et des disques intervertébraux issus de la section thoracolombaire est légèrement plus grande de ceux de la section thoracique pour les rachis porcins (Busscher et al., 2010). Ainsi, il est probable que le volume de nucleus pulposus de disques intervertébraux thoracolombaires soit légèrement plus important que ceux de la section thoracique également. Or, des échantillons thoracolombaires ont été utilisés pour réaliser des fractures vertébrales. Le volume d'agent radio opaque injecté dans les disques intervertébraux a donc peut-être été sous-estimé. Néanmoins, à la connaissance de l'auteur, aucune étude disponible dans la littérature n'a mesuré le volume du nucleus pulposus en fonction du niveau du disque intervertébral chez le porc. Une recherche à ce sujet serait donc intéressante pour pouvoir évaluer l'importance de cette limite dans cette étude.

Ainsi, il apparaît que le volume d'injection d'agent radio opaque a un impact réel sur la pression intradiscale après 24 heures. Plus la quantité d'agent radio opaque injecté est grande par rapport au volume du disque intervertébral, plus la pression intradiscale augmente. Par conséquent, il est recommandé d'effectuer des injections avec le plus petit volume envisagé, 0,15mL ici, afin d'impacter au minimum la pression intradiscale du disque intervertébral et de minimiser le risque d'influencer le mécanisme de fracture.

6.3 Cinéradiographie à haute vitesse de fractures en compression du rachis

Le troisième et dernier objectif de cette étude était de réaliser des vidéos cinéradiographiques à haute vitesse de fractures vertébrales. La méthode développée au cours des expérimentations et de l'analyse des résultats présentés précédemment a été utilisée dans le but de rendre le nucleus pulposus visible sur les films réalisés. Ainsi les deux disques intervertébraux entourant la vertèbre fracturée ont été injectés de 0,15mL d'agent radio opaque liquide et une période de diffusion de 24 heures a été respectée avant de procéder au chargement. Les sous-objectifs sont d'apporter des éléments de compréhension nouveaux des mécanismes d'apparition de fractures, de confronter les hypothèses trouvées dans la littérature et d'évaluer le potentiel de la méthode développée pour l'étude de patrons de fractures connus.

L'analyse des quatre fractures réalisées a permis d'apercevoir le lien entre les courbes de force et du déplacement avec les événements apparaissant à l'image. En effet, chaque baisse brusque sur la courbe de force en fonction du temps ou du déplacement du vérin indique la rupture d'un élément et il a été possible de définir de quel élément il était question. Ceci constitue une avancée, car les études précédentes réalisant des fractures vertébrales n'étaient capables que de lier la perte de hauteur du corps vertébral avec ces courbes de force et déplacement. Par exemple, Shirado et al (Shirado et al. 1992) présentent une courbe de force en fonction du déplacement avec plusieurs chutes de force. Or ils n'ont pu identifier que la dernière chute de force avec la fracture vertébrale. Les chutes précédentes sont les indices de ruptures d'éléments qui n'ont pas pu être identifiés sans la visualisation par cinéradiographie à haute vitesse.

De plus, il a été possible d'identifier un ordre chronologique général de la fracture vertébrale en compression : Compression des disques intervertébraux, fractures du plateau vertébral supérieur, pénétration de nucleus pulposus depuis le disque supérieur vers le corps vertébral et /ou le canal médullaire et perte de hauteur du corps vertébral.

Le caractère haute vitesse d'acquisition apporté par la fréquence à 3000 images par seconde permet d'observer des phénomènes très rapides. En effet, par exemple, ceci a permis l'observation précise de la rétroimpulsion d'un fragment d'os en direction du canal médullaire et son retour à une position plus proche du corps vertébral dans le spécimen 4 (voir Figure 5.30). Or, l'une des questions régulièrement posées dans la littérature est de connaître le taux d'occlusion maximum du canal médullaire pendant le processus d'apparition de la fracture (Keene et al., 1989; Limb, Shaw et Dickson, 1995; Panjabi et al., 1995). En effet, ce taux a potentiellement une influence importante sur la gravité de l'atteinte neurologique sur le patient. L'ajout dans le canal médullaire du modèle d'un substitut de moelle épinière radio opaque mimant les caractéristiques mécaniques de la moelle épinière réelle permettrait d'observer son altération pendant le processus de fracture. De plus, l'augmentation des capacités du fluoroscope permettrait d'augmenter la fréquence d'acquisition de la cinéradiographie et donc de minimiser le risque de rater un événement apparaissant extrêmement rapidement. L'augmentation des capacités du fluoroscope passe par l'acquisition d'un amplificateur de brillance plus performant pour repousser les limites de visibilité dues à l'assombrissement de l'image avec l'augmentation de la fréquence d'acquisition. Le rehaussement de la puissance du générateur de rayons X permettrait également d'obtenir des images plus lumineuses malgré la haute fréquence d'acquisition.

Les films obtenus montrent un fort potentiel pour apporter des éléments de réponses concrets aux hypothèses et aux questions concernant la mécanique d'apparition des fractures en compression. Tout d'abord, on remarque que le disque intervertébral supérieur a été le premier à rompre dans chacun des quatre cas. Ce phénomène a provoqué l'expulsion de nucleus pulposus soit dans le canal médullaire, soit dans le corps vertébral en fracturant le plateau vertébral. Ainsi, le plateau vertébral paraît bien être le premier à rompre en cas de chargement en compression comme cela est évoqué dans la littérature (Brown, Hansen et Yorra, 1957; Eswaran, Gupta et Keaveny, 2007; Fields et al., 2012; Jayson, Herbert et Barks, 1973; Qiu et al., 2006 Yoganandan et al., 1988). Ce n'est que dans un second temps que des lésions sont apparues dans le corps vertébral, provoquant son tassement ou sa séparation en plusieurs parties.

L'apport d'agent radio opaque dans le nucleus pulposus a permis de suivre son action pendant tout le processus d'apparition de fracture vertébrale. On a pu observer comment le nucleus pulposus peut pénétrer dans le corps vertébral à travers le plateau vertébral supérieur lorsque celui-ci se fracture à cause de la pression générée. La propulsion de nucleus pulposus depuis l'intérieur du corps vertébral vers l'extérieur de la vertèbre qui a été observée est un signe de surpression. Ainsi la pénétration de nucleus pulposus dans le corps vertébral à travers les plateaux vertébraux provoquerait bien une augmentation de pression comme l'indiquent certains auteurs dans la littérature (Ferguson et Allen, 1984; Holdsworth, 1970; Roaf, 1960; Tran et al., 1995).

Par ailleurs, les patrons de fractures obtenues ne correspondent pas à des patrons de fractures représentatifs de patrons de fractures à haute énergie. En effet, une fracture en compression à haute énergie devrait s'apparenter à une fracture comminutive avec rupture du mur postérieur et rétropulsion d'au moins un fragment dans le canal médullaire notamment (Ferguson et Allen, 1984; Holdsworth, 1970; Roaf, 1960; Tran et al., 1995). Or, ces événements ne se sont pas produits lors des essais réalisés dans le cadre de cette étude. Les fractures obtenues ressemblent plus à des fractures de tassement avec rupture du plateau vertébral supérieur et de la partie supérieure du corps vertébral. Ces fractures ressemblent à des fractures de type A1.1 ou A1.2 dans la classification de Magerl (Magerl et al., 1994).

La première cause identifiée vient des spécimens utilisés. En effet, les échantillons sont tirés de colonnes vertébrales porcines qui présentaient des plaques de croissance. Ainsi, les lésions obtenues dans les corps vertébraux suivaient, pour la plupart, ces plaques de croissance qui sont moins résistantes que l'os mature. L'utilisation de spécimens complètement matures paraît plus appropriée. Pour les raisons expliquées dans la revue de la littérature au chapitre 1.1.3, les spécimens animaux sont souvent préférés aux spécimens humains pour recréer des fractures vertébrales. Néanmoins, le rachis humain non dégénéré reste le meilleur modèle pour recréer des fractures représentatives de fractures vues sur des patients en clinique. En effet, avec les spécimens animaux, on n'est vraisemblablement pas capables de recréer des fractures exactement similaires aux fractures du rachis humain. Ceci s'explique pour des

raisons de différences géométriques, anatomiques et de résistance mécanique présentées au chapitre 1.1.3.1. La forme générale des vertèbres, la taille du disque intervertébral et la résistance deux fois plus élevée sont des différences potentiellement limitantes pour reproduire des fractures vertébrales humaines sur des spécimens porcins.

La deuxième cause est suspectée d'être due aux conditions de chargement. En effet, tout d'abord, la vitesse de chargement n'a jamais atteint la vitesse attendue de 500 mm/s. Sur certains segments de chargement, la vitesse a atteint des valeurs du même ordre de grandeur, mais sur d'autres la vitesse a été grandement ralentie. Ce ralentissement est dû à la cellule de charge utilisée de 15 000 N. La force à rupture des vertèbres n'était pas attendue à des valeurs aussi élevées. Ainsi, lorsque la force de chargement a atteint une limite proche de la valeur de la cellule de charge alors un processus de protection de cette dernière s'est enclenché et a limité cette force de chargement à une valeur proche de 14 000 N. C'est pourquoi la vitesse de chargement a été fortement diminuée sur certains segments de chargement et pourquoi des plateaux de force de chargement autour de 14 000 N sont observables. Les vitesses de chargement obtenues, entre 10 et 280 mm/sec, sont faibles par comparaison avec les conditions de chargement causant des fractures à haute énergie chez l'humain, autour de 9 m/sec pour une chute de 4,4 m de hauteur (Bensch et al. 2006). Par ailleurs la technique de chargement en compression continue ne semble pas représentative des conditions de chargement réelles causant des fractures vertébrales. En effet les fractures du rachis apparaissent la plupart du temps en cas d'impact à haute énergie (Leucht et al., 2009; Sundgren, Philipp et Maly, 2007; Wang et al., 2012). Même si les fractures obtenues dans cette étude sont survenues suite à des chargements courts, entre 0,137 et 1,323 secondes, on observe des lésions plutôt concentrées sur les plateaux vertébraux. D'après la littérature, la concentration des fractures sur les plateaux vertébraux plutôt qu'au sein du corps vertébral est caractéristique des chargements à basse vitesse (Yingling, Callaghan et McGill, 1997). L'utilisation d'un impacteur semble donc plus adéquate pour réaliser des fractures représentatives des cas cliniques (Germaneau et al., 2014; Oberkircher et al., 2016).

Enfin, il est important de prendre en compte l'augmentation de pression intradiscale causée par les injections d'agent radio opaque tel que démontré au chapitre 4. Il est possible que cette modification provoque une apparition de lésions du disque intervertébral plus tôt que dans les cas réels et dans des proportions plus importantes.

L'angle de vue des films cinéradiographiques de fractures a été uniquement latéral, car il permet une visualisation directe du corps vertébral, des disques intervertébraux et du canal médullaire. Il est possible que le point de vue frontal apporte des informations complémentaires sur les fractures créées. De plus, la méthode de visualisation du nucleus pulposus a montré des résultats satisfaisants avec cet angle de vue également. Il serait potentiellement intéressant d'utiliser la cinéradiographie biplanaire pour avoir une vue depuis deux angles différents de l'apparition des fractures vertébrales. De plus l'utilisation d'un système de corrélation d'image 3D de type Aramis (Gom, Braunschweig, Germany) par exemple permettrait de corréler les déformations externes de la vertèbre avec le chargement mécanique et les observations issues des images radiographiques. La cinéradiographie biplanaire et un système de corrélation tridimensionnel pourraient permettre à terme de réaliser un modèle numérique tridimensionnel des fractures obtenues. Ces modèles numériques permettraient l'étude d'une multitude de paramètres en lien avec ces fractures sans contraintes de spécimens in vitro.

Malgré les limites de cette étude, la cinéradiographie à haute vitesse a montré un fort potentiel pour l'étude de patrons de fractures connues. En effet, l'étude de fractures répétées permettrait de mieux comprendre où se situent les lieux de lésions et dans quel ordre ils apparaissent pour chaque type de patron de fracture. À terme, l'image radiographique seule de la fracture typique chez un patient pourrait suffire pour connaître l'évolution dynamique de celle-ci depuis le chargement.

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

L'objectif principal de cette étude était de développer une méthode utilisant un agent de contraste radio opaque liquide pour rendre le nucleus pulposus de disques intervertébraux porcins visible sur des films cinéradiographiques à haute vitesse de fracture en compression sur le rachis.

Premièrement, ce travail démontre que la méthode d'injection et de mélange de l'agent radio opaque développée permet de rendre la majorité du nucleus pulposus visible sur des images radiographiques. L'injection d'un minimum de 0,15mL d'agent radio opaque suivie d'une période de diffusion de 24 heures est considérée comme efficace pour remplir ce but.

Cette étude s'est également attaquée à évaluer les limites potentielles de cette méthode pour la réalisation de fractures vertébrales. En effet l'impact des injections d'agent radio opaque sur la pression intradiscale a été quantifié. L'analyse des résultats montre que ces injections provoquent une augmentation légère de la pression intradiscale en fonction de la quantité injectée relativement au volume du nucleus pulposus.

Enfin la réalisation de films cinéradiographiques à haute vitesse de fractures du rachis, sur lesquels l'action et les déplacements du nucleus pulposus sont visibles, est une avancée inédite dans la compréhension dynamique des fractures vertébrales. L'analyse de ces films montre que la méthode présente un potentiel important pour l'étude de patrons de fractures vertébrales à haute énergie.

Cette étude présente des limites, des travaux supplémentaires et l'apport de nouvelles techniques pourraient permettre d'affiner la méthode de visualisation du nucleus pulposus. Tout d'abord l'utilisation d'un plus grand nombre d'échantillons serait intéressante pour réduire les effets de la variabilité inter et intra spécimens. L'ajout de l'évolution de la propagation de la tache radio opaque au sein du nucleus pulposus entre 8 et 24 heures pourrait permettre de définir un temps de diffusion optimal plus court. La connaissance a

priori du volume de nucleus pulposus présent au sein du disque intervertébral pourrait permettre une homogénéisation plus robuste du volume d'agent radio opaque minimale permettant une visualisation complète du nucleus pulposus.

Par ailleurs, la réalisation de films cinéradiographiques à haute vitesse de fractures vertébrales pourrait être améliorée pour apporter de nouveaux éléments de réponses concernant la mécanique de leurs apparitions. L'utilisation de spécimens animaux plus matures ou de spécimens humains semble importante afin d'augmenter les chances d'obtenir des fractures représentatives de fractures à haute énergie réelles et d'observer des mécanismes de fracture intéressants pour les cliniciens. Par rapport au fluoroscope, l'apport d'un générateur à rayons X plus puissant et un amplificateur de brillance de meilleure qualité permettrait d'améliorer la qualité des films cinéradiographiques réalisée et d'augmenter leur fréquence d'acquisition pour être certains de ne pas manquer d'évènements extrêmement rapides. Ensuite l'utilisation de la cinéradiographie bi planaire permettrait une vision en trois dimensions des fractures générées et leur analyse globale en serait facilitée. L'utilisation d'un système de corrélation d'image 3D de type Aramis (Gom, Braunschweig, Germany) par exemple permettrait de corréler les déformations externes de la vertèbre avec le chargement mécanique et les observations issues des images radiographiques. Des tests portant sur la rigidité des disques intervertébraux injectés d'agent radio opaque amélioreraient l'évaluation de l'impact de la méthode de visualisation du nucleus pulposus sur les caractéristiques biomécaniques du disque inter intervertébral. L'utilisation d'un système de chargement capable d'effectuer des impacts à haute énergie pourrait permettre d'utiliser les méthodes et techniques développées dans cette étude dans des travaux portant sur la compréhension des mécanismes engendrant les fractures comminutives. Dans ce cas, l'ajout d'une moelle épinière radio opaque reproduisant les caractéristiques mécaniques de déformation de la moelle épinière réelle et positionnée dans le canal médullaire des modèles in vitro utilisés apporterait des informations supplémentaires sur la sévérité neurologique des fractures comminutives créées et sur les mécanismes qui provoquent cette atteinte neurologique.

À plus long terme, cette étude s'inscrit dans un cheminement de recherche d'améliorations de la compréhension des fractures du rachis qui pourrait mener au développement de modèles numériques des fractures vertébrales. Ces modèles permettraient l'étude infinie de paramètres en lien avec les patrons de fractures et la biomécanique de celles-ci. Concrètement les avancées médicales concerneraient l'amélioration des pronostics de fractures chez les patients et l'amélioration des techniques de chirurgie et des traitements qui permettraient une meilleure qualité de vie aux personnes touchées par ces fractures.

ANNEXE I

DIMENSIONS DE LA TACHE RADIO OPAQUE

Tableau-A I-1 Largeur (en millimètre) de la tache radio opaque sur les images radiographiques frontales des disques intervertébraux

Heure de prise de l'image	T8-T9 (0,12mL injecté)	T10-T11 (0,18mL injecté)	T11-T12 (0,15mL injecté)
0h	13,1	18,6	19,7
2h	13,7	19,2	20,3
4h	14,1	19,7	21,2
6h	14,9	20,0	20,7
8h	14,4	19,5	20,9
24h	15,8	20,1	20,1
26h	14,6	21,0	21,3
28h	14,0	21,5	21,0
30h	14,0	19,5	20,7
32h	14,0	20,4	20,4

Tableau-A I-2 Profondeur (en millimètre) de la tache radio opaque sur les images radiographiques latérales des disques intervertébraux

Heure de prise de l'image	T8-T9 (0,12mL injecté)	T10-T11 (0,18mL injecté)	T11-T12 (0,15mL injecté)
0h	12,9	9,9	10,8
2h	13,7	11,9	9,8
4h	13,8	11,7	11,7
6h	15,6	12,3	10,5
8h	15,5	12,8	11,0
24h	15,9	14,0	12,2
26h	14,3	13,5	12,6
28h	15,3	13,8	12,0
30h	16,2	14,7	12,2
32h	16,4	14,6	13,4

ANNEXE II

MESURES DE NIVEAUX DE GRIS SUR LES TACHES RADIO OPAQUES

Tableau-A II-1 Mesures de niveaux de gris sur la tache radio opaque en vue frontale

	T8-T9			T10-T11			T11-T12		
Temps	Moyenne	Maximum	Écart type	Moyenne	Maximum	Écart type	Moyenne	Maximum	Écart type
0h	61	26	24	55	18	23	59	19	27
2h	64	20	31	56	17	31	61	17	33
4h	65	20	34	57	18	31	68	18	34
6h	66	19	37	58	17	35	70	16	37
8h	68	19	38	60	18	36	71	15	40
24h	79	18	49	71	18	46	77	9	50
26h	78	17	48	70	16	45	78	11	55
28h	79	17	50	69	16	46	78	10	53
30h	79	14	53	70	14	45	77	10	56
32h	79	13	50	71	14	46	78	10	57

Tableau-A II-2 Mesures de niveaux de gris sur la tache radio opaque en vue latérale

	T8-T9			T10-T11			T11-T12		
Temps	Moyenne	Maximum	Écart type	Moyenne	Maximum	Écart type	Moyenne	Maximum	Écart type
0h	44	20	12	29	20	7	38	24	11
2h	47	19	14	30	20	10	32	19	12
4h	48	16	18	32	22	10	38	23	11
6h	49	18	20	32	22	10	33	18	14
8h	51	17	20	33	21	11	35	21	14
24h	57	16	31	37	21	14	49	18	27
26h	57	12	32	34	16	13	48	20	23
28h	56	13	33	37	18	16	49	20	25
30h	57	16	33	37	18	15	47	15	24
32h	58	15	36	36	17	15	49	18	26

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Adams, M. A., et P. J. Roughley. 2006. « What is intervertebral disc degeneration, and what causes it? ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 31, n° 18, p. 2151-61.
- Aebi, M. 2010. « Classification of thoracolumbar fractures and dislocations ». *Eur Spine J*, vol. 19 Suppl 1, p. S2-7.
- Aerssens, J., S. Boonen, G. Lowet et J. Dequeker. 1998. « Interspecies differences in bone composition, density, and quality: potential implications for in vivo bone research ». *Endocrinology*, vol. 139, n° 2, p. 663-70.
- Anderst, W., R. Zauel, J. Bishop, E. Demps et S. Tashman. 2009. « Validation of three-dimensional model-based tibio-femoral tracking during running ». *Med Eng Phys*, vol. 31, n° 1, p. 10-6.
- Atlas, S. W., V. Regembogen, L. F. Rogers et K. S. Kim. 1986. « The radiographic characterization of burst fractures of the spine ». *AJR Am J Roentgenol*, vol. 147, n° 3, p. 575-82.
- Ballock, R. T., R. Mackersie, J. J. Abitbol, V. Cervilla, D. Resnick et S. R. Garfin. 1992. « Can burst fractures be predicted from plain radiographs? ». *J Bone Joint Surg Br*, vol. 74, n° 1, p. 147-50.
- Baranto, A., L. Ekstrom, M. Hellstrom, O. Lundin, S. Holm et L. Sward. 2005. « Fracture patterns of the adolescent porcine spine: an experimental loading study in bending-compression ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 30, n° 1, p. 75-82.
- Beckstein, J. C., S. Sen, T. P. Schaer, E. J. Vresilovic et D. M. Elliott. 2008. « Comparison of animal discs used in disc research to human lumbar disc: axial compression mechanics and glycosaminoglycan content ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 33, n° 6, p. E166-73.
- Bensch, F. V., M. P. Koivikko, M. J. Kiuru et S. K. Koskinen. 2006. « The incidence and distribution of burst fractures ». *Emerg Radiol*, vol. 12, n° 3, p. 124-9.
- Boisclair, D., J. M. Mac-Thiong, S. Parent et Y. Petit. 2011. « Effect of spinal level and loading conditions on the production of vertebral burst fractures in a porcine model ». *J Biomech Eng*, vol. 133, n° 9, p. 094503.
- Brainerd, E. L., D. B. Baier, S. M. Gatesy, T. L. Hedrick, K. A. Metzger, S. L. Gilbert et J. J. Crisco. 2010. « X-ray reconstruction of moving morphology (XROMM): precision, accuracy and applications in comparative biomechanics research ». *J Exp Zool A Ecol Genet Physiol*, vol. 313, n° 5, p. 262-79.

- Brainerd, E. L., S. Moritz et D. A. Ritter. 2016. « XROMM analysis of rib kinematics during lung ventilation in the green iguana, *Iguana iguana* ». *J Exp Biol*, vol. 219, n° Pt 3, p. 404-11.
- Brandolini, N., N. Kapur et R. M. Hall. 2014. « Dynamics of interpedicular widening in spinal burst fractures: an in vitro investigation ». *Spine J*, vol. 14, n° 9, p. 2164-71.
- Brown, T., R. J. Hansen et A. J. Yorra. 1957. « Some mechanical tests on the lumbosacral spine with particular reference to the intervertebral discs; a preliminary report ». *J Bone Joint Surg Am*, vol. 39-A, n° 5, p. 1135-64.
- Buckwalter, J. A. 1995. « Aging and degeneration of the human intervertebral disc ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 20, n° 11, p. 1307-14.
- Bushberg, J. T. 1998. « The AAPM/RSNA physics tutorial for residents. X-ray interactions ». *Radiographics*, vol. 18, n° 2, p. 457-68.
- Busscher, I., J. J. Ploegmakers, G. J. Verkerke et A. G. Veldhuizen. 2010. « Comparative anatomical dimensions of the complete human and porcine spine ». *Eur Spine J*, vol. 19, n° 7, p. 1104-14.
- Caffaro, M. F., et O. Avanzi. 2012. « Can the interpedicular distance reliably assess the severity of thoracolumbar burst fractures? ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 37, n° 4, p. E231-6.
- Carragee, E. J., A. S. Don, E. L. Hurwitz, J. M. Cuellar, J. A. Carrino et R. Herzog. 2009. « 2009 ISSLS Prize Winner: Does discography cause accelerated progression of degeneration changes in the lumbar disc: a ten-year matched cohort study ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 34, n° 21, p. 2338-45.
- Choi, W. S., D. A. Shin, H. I. Kim, S. H. Lee, R. Derby, S. H. Lee et H. J. Kim. 2011. « Toward more useful pressure-controlled discography: in vitro evaluation of injection speed, sensor location, and tube length ». *Pain Med*, vol. 12, n° 1, p. 36-44.
- Costi, J. J., I. A. Stokes, M. G. Gardner-Morse et J. C. Iatridis. 2008. « Frequency-dependent behavior of the intervertebral disc in response to each of six degree of freedom dynamic loading: solid phase and fluid phase contributions ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 33, n° 16, p. 1731-8.
- Cotterill, P. C., Kostuik, J. P., Wilson, J. A. 1987. « Production of a Reproducible Spinal Burst Fracture for Use in Biomechanical Testing ». *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 5, p. 462-465.

- Cripton, P. A., G. A. Dumas et L. P. Nolte. 2001. « A minimally disruptive technique for measuring intervertebral disc pressure in vitro: application to the cervical spine ». *J Biomech*, vol. 34, n° 4, p. 545-9.
- Crock, H. V., et M. Goldwasser. 1984. « Anatomic studies of the circulation in the region of the vertebral end-plate in adult Greyhound dogs ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 9, n° 7, p. 702-6.
- Dai, L. Y., X. Y. Wang et L. S. Jiang. 2007. « Neurologic recovery from thoracolumbar burst fractures: is it predicted by the amount of initial canal encroachment and kyphotic deformity? ». *Surg Neurol*, vol. 67, n° 3, p. 232-7; discussion 238.
- Dall, B. E., et E. S. Stauffer. 1988. « Neurologic injury and recovery patterns in burst fractures at the T12 or L1 motion segment ». *Clin Orthop Relat Res*, n° 233, p. 171-6.
- Dath, R., A. D. Ebinesan, K. M. Porter et A. W. Miles. 2007. « Anatomical measurements of porcine lumbar vertebrae ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 22, n° 5, p. 607-13.
- Denis, F. 1983. « The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 8, n° 8, p. 817-31.
- Dennis, S. K., K. Lam et A. Luong. 2016. « A Review of Classification Schemes for Chronic Rhinosinusitis with Nasal Polyposis Endotypes ». *Laryngoscope Investig Otolaryngol*, vol. 1, n° 5, p. 130-134.
- Dennison, C. R., P. M. Wild, M. F. Dvorak, D. R. Wilson et P. A. Cripton. 2008. « Validation of a novel minimally invasive intervertebral disc pressure sensor utilizing in-fiber Bragg gratings in a porcine model: an ex vivo study ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 33, n° 17, p. E589-94.
- Derby, R., B. J. Kim, S. H. Lee, Y. Chen, K. S. Seo et C. Aprill. 2005a. « Comparison of discographic findings in asymptomatic subject discs and the negative discs of chronic LBP patients: can discography distinguish asymptomatic discs among morphologically abnormal discs? ». *Spine J*, vol. 5, n° 4, p. 389-94.
- Derby, R., S. H. Lee, B. J. Kim, Y. Chen, C. Aprill et N. Bogduk. 2005b. « Pressure-controlled lumbar discography in volunteers without low back symptoms ». *Pain Med*, vol. 6, n° 3, p. 213-21; discussion 222-4.
- Dias, B. F., E. H. Yu, C. E. Sloggett, R. M. Iwanochko, H. Rakowski et S. C. Siu. 2001. « Contrast-enhanced quantitation of left ventricular ejection fraction: what is the best method? ». *J Am Soc Echocardiogr*, vol. 14, n° 12, p. 1183-90.

- Dias, N. V., H. Billberg, B. Sonesson, P. Tornqvist, T. Resch et T. Kristmundsson. 2016. « The effects of combining fusion imaging, low-frequency pulsed fluoroscopy, and low-concentration contrast agent during endovascular aneurysm repair ». *J Vasc Surg*, vol. 63, n° 5, p. 1147-55.
- Dosch, J.C. 2012. « Mécanisme des fractures ». In Traumatologie du rachis. p. 33-43. Coll. « Imagerie médicale diagnostic ». France: Elsevier Masson.
- Edwards, W. T., Y. Zheng, L. A. Ferrara et H. A. Yuan. 2001. « Structural features and thickness of the vertebral cortex in the thoracolumbar spine ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 26, n° 2, p. 218-25.
- Eswaran, S. K., A. Gupta et T. M. Keaveny. 2007. « Locations of bone tissue at high risk of initial failure during compressive loading of the human vertebral body ». *Bone*, vol. 41, n° 4, p. 733-9.
- Ferguson, R. L., et B. L. Allen, Jr. 1984. « A mechanistic classification of thoracolumbar spine fractures ». *Clin Orthop Relat Res*, n° 189, p. 77-88.
- Fields, A. J., G. L. Lee et T. M. Keaveny. 2010. « Mechanisms of initial endplate failure in the human vertebral body ». *J Biomech*, vol. 43, n° 16, p. 3126-31.
- Fields, A. J., F. Sahli, A. G. Rodriguez et J. C. Lotz. 2012. « Seeing double: a comparison of microstructure, biomechanical function, and adjacent disc health between double- and single-layer vertebral endplates ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 37, n° 21, p. E1310-7.
- Fredrickson, B. E., W. T. Edwards, W. Rauschnig, J. C. Bayley et H. A. Yuan. 1992. « Vertebral burst fractures: an experimental, morphologic, and radiographic study ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 17, n° 9, p. 1012-21.
- Gatesy, S. M., D. B. Baier, F. A. Jenkins et K. P. Dial. 2010. « Scientific roto-scoping: a morphology-based method of 3-D motion analysis and visualization ». *J Exp Zool A Ecol Genet Physiol*, vol. 313, n° 5, p. 244-61.
- Germaneau, A., M. Saget, S. D'Houtaud, T. Vandeuve, P. Doumalin, J. C. Dupré, F. Hesser, F. Brémand, P. Maxy et P. Rigoard. 2014. « A Novel Experimental Strategy for the Production of Thoracolumbar Burst Fractures Coupled with a Biomechanical Analysis by using Non-invasive Optical Methods ». *Strain*, vol. 50, n° 5, p. 381-388.
- Gertzbein, S. D., P. J. Crowe, M. Fazl, M. Schwartz et D. Rowed. 1992. « Canal clearance in burst fractures using the AO internal fixator ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 17, n° 5, p. 558-60.
- Grivna, M., H. O. Eid et F. M. Abu-Zidan. 2015. « Epidemiology of spinal injuries in the United Arab Emirates ». *World J Emerg Surg*, vol. 10, p. 20.

- Gu, W.Y., Mao, X. G., Foster, R. J., Weidenbaum, M., Mow, V. C. Rawlins, B.A. 1999. « The Anisotropic Hydraulic Permeability of Human Lumbar Anulus Fibrosus. Influence of age, degeneration, direction, and water content ». *Spine*, vol. 24, p. 2449-55.
- Handolin, L. E., et O. J. Hiltunen. 2006. « Peroperative difficulties in fluoroscopy of the femoral head in massive obese patient: enhanced visualization by intra-articular contrast agent ». *Arch Orthop Trauma Surg*, vol. 126, n° 7, p. 498-9.
- Hebelka, H., H. Brisby et T. Hansson. 2014. « Comparison between pain at discography and morphological disc changes at axial loaded MRI in patients with low back pain ». *Eur Spine J*, vol. 23, n° 10, p. 2075-82.
- Hebelka, H., A. Gaultz, A. Nilsson, S. Holm et T. Hansson. 2010. « The transfer of disc pressure to adjacent discs in discography: a specificity problem? ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 35, n° 20, p. E1025-9.
- Heggeness, M. H., et B. J. Doherty. 1997. « The trabecular anatomy of thoracolumbar vertebrae: implications for burst fractures ». *J Anat*, vol. 191 (Pt 2), p. 309-12.
- Hernandez, C. J., et T. M. Keaveny. 2006. « A biomechanical perspective on bone quality ». *Bone*, vol. 39, n° 6, p. 1173-81.
- Holdsworth, F. 1970. « Fractures, dislocations, and fracture-dislocations of the spine ». *J Bone Joint Surg Am*, vol. 52, n° 8, p. 1534-51.
- Holt, E. P., Jr. 1968. « The question of lumbar discography ». *J Bone Joint Surg Am*, vol. 50, n° 4, p. 720-6.
- Homminga, J., B. Van-Rietbergen, E. M. Lochmuller, H. Weinans, F. Eckstein et R. Huiskes. 2004. « The osteoporotic vertebral structure is well adapted to the loads of daily life, but not to infrequent "error" loads ». *Bone*, vol. 34, n° 3, p. 510-6.
- Hongo, M., E. Abe, Y. Shimada, H. Murai, N. Ishikawa et K. Sato. 1999. « Surface strain distribution on thoracic and lumbar vertebrae under axial compression. The role in burst fractures ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 24, n° 12, p. 1197-202.
- Hou, F. J., S. M. Lang, S. J. Hoshaw, D. A. Reimann et D. P. Fyhrie. 1998. « Human vertebral body apparent and hard tissue stiffness ». *J Biomech*, vol. 31, n° 11, p. 1009-15.
- Hulme, P. A., S. K. Boyd et S. J. Ferguson. 2007. « Regional variation in vertebral bone morphology and its contribution to vertebral fracture strength ». *Bone*, vol. 41, n° 6, p. 946-57.

- Iaquinto, J. M., R. Tsai, D. R. Haynor, M. J. Fassbind, B. J. Sangeorzan et W. R. Ledoux. 2014. « Marker-based validation of a biplane fluoroscopy system for quantifying foot kinematics ». *Med Eng Phys*, vol. 36, n° 3, p. 391-6.
- Iatridis, J. C., M. Weidenbaum, L. A. Setton et V. C. Mow. 1996. « Is the nucleus pulposus a solid or a fluid? Mechanical behaviors of the nucleus pulposus of the human intervertebral disc ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 21, n° 10, p. 1174-84.
- Ishikawa, N. 1995. « [Strain distribution in the L1 vertebra under axial load and load transmitting behavior between the vertebral body and posterior elements] ». *Nihon Seikeigeka Gakkai Zasshi*, vol. 69, n° 11, p. 1136-46.
- Ivancic, P. C. 2013. « Hybrid cadaveric/surrogate model of thoracolumbar spine injury due to simulated fall from height ». *Accid Anal Prev*, vol. 59, p. 185-91.
- Jayson, M. I., C. M. Herbert et J. S. Barks. 1973. « Intervertebral discs: nuclear morphology and bursting pressures ». *Ann Rheum Dis*, vol. 32, n° 4, p. 308-15.
- Johnstone, B., J. P. Urban, S. Roberts et J. Menage. 1992. « The fluid content of the human intervertebral disc. Comparison between fluid content and swelling pressure profiles of discs removed at surgery and those taken postmortem ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 17, n° 4, p. 412-6.
- Jones, H. L., A. L. Crawley, P. C. Noble, A. J. Schoenfeld et B. K. Weiner. 2011. « A novel method for the reproducible production of thoracolumbar burst fractures in human cadaveric specimens ». *Spine J*, vol. 11, n° 5, p. 447-51.
- Kallemeier, P. M., B. P. Beaubien, G. R. Buttermann, D. J. Polga et K. B. Wood. 2008. « In vitro analysis of anterior and posterior fixation in an experimental unstable burst fracture model ». *J Spinal Disord Tech*, vol. 21, n° 3, p. 216-24.
- Keene, J. S., S. P. Fischer, R. Vanderby, Jr., D. S. Drummond et P. A. Turski. 1989. « Significance of acute posttraumatic bony encroachment of the neural canal ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 14, n° 8, p. 799-802.
- Keller, M. W., S. B. Feinstein et D. D. Watson. 1987. « Successful left ventricular opacification following peripheral venous injection of sonicated contrast agent: an experimental evaluation ». *Am Heart J*, vol. 114, n° 3, p. 570-5.
- Kemper, A. R., C. McNally et S. M. Duma. 2007. « The influence of strain rate on the compressive stiffness properties of human lumbar intervertebral discs ». *Biomed Sci Instrum*, vol. 43, p. 176-81.

- Kifune, M., M. M. Panjabi, W. Liu, M. Arand, A. Vasavada et T. Oxland. 1997. « Functional morphology of the spinal canal after endplate, wedge, and burst fractures ». *J Spinal Disord*, vol. 10, n° 6, p. 457-66.
- Kopperdahl, D. L., et T. M. Keaveny. 1998. « Yield strain behavior of trabecular bone ». *J Biomech*, vol. 31, n° 7, p. 601-8.
- Krueger, H., V. K. Noonan, L. M. Trenaman, P. Joshi et C. S. Rivers. 2013. « The economic burden of traumatic spinal cord injury in Canada ». *Chronic Dis Inj Can*, vol. 33, n° 3, p. 113-22.
- Kunkel, M. E., A. Herkommer, M. Reinehr, T. M. Bockers et H. J. Wilke. 2011. « Morphometric analysis of the relationships between intervertebral disc and vertebral body heights: an anatomical and radiographic study of the human thoracic spine ». *J Anat*, vol. 219, n° 3, p. 375-87.
- Ladd, A. J., J. H. Kinney, D. L. Haupt et S. A. Goldstein. 1998. « Finite-element modeling of trabecular bone: comparison with mechanical testing and determination of tissue modulus ». *J Orthop Res*, vol. 16, n° 5, p. 622-8.
- Langrana, N. A., Rd Rd Harten, D. C. Lin, M. F. Reiter et C. K. Lee. 2002. « Acute thoracolumbar burst fractures: a new view of loading mechanisms ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 27, n° 5, p. 498-508.
- Leardini, A., C. Belvedere, L. Astolfi, S. Fantozzi, M. Viceconti, F. Taddei, A. Ensini, M. G. Benedetti et F. Catani. 2006. « A new software tool for 3D motion analyses of the musculo-skeletal system ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 21, n° 8, p. 870-9.
- Lee, C. K., Y. E. Kim, C. S. Lee, Y. M. Hong, J. M. Jung et V. K. Goel. 2000. « Impact response of the intervertebral disc in a finite-element model ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 25, n° 19, p. 2431-9.
- Leucht, P., K. Fischer, G. Muhr et E. J. Mueller. 2009. « Epidemiology of traumatic spine fractures ». *Injury*, vol. 40, n° 2, p. 166-72.
- Limb, D., D. L. Shaw et R. A. Dickson. 1995. « Neurological injury in thoracolumbar burst fractures ». *J Bone Joint Surg Br*, vol. 77, n° 5, p. 774-7.
- Lin, R. M., K. H. Tsai et G. L. Chang. 1997. « Distribution and regional strength of trabecular bone in the porcine lumbar spine ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 12, n° 5, p. 331-336.
- Louis, R. 1977. « [Unstable fractures of the spine. III. Instability. A. Theories concerning instability] ». *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, vol. 63, n° 5, p. 423-5.

- Magerl, F., M. Aebi, S. D. Gertzbein, J. Harms et S. Nazarian. 1994. « A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries ». *Eur Spine J*, vol. 3, n° 4, p. 184-201.
- McLain, R. F., S. A. Yerby et T. A. Moseley. 2002. « Comparative morphometry of L4 vertebrae: comparison of large animal models for the human lumbar spine ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 27, n° 8, p. E200-6.
- McNally, D. S., et M. A. Adams. 1992. « Internal intervertebral disc mechanics as revealed by stress profilometry ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 17, n° 1, p. 66-73.
- Mermelstein, L. E., R. F. McLain et S. A. Yerby. 1998. « Reinforcement of thoracolumbar burst fractures with calcium phosphate cement. A biomechanical study ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 23, n° 6, p. 664-70; discussion 670-1.
- Moro-oka, T. A., S. Hamai, H. Miura, T. Shimoto, H. Higaki, B. J. Fregly, Y. Iwamoto et S. A. Banks. 2008. « Dynamic activity dependence of in vivo normal knee kinematics ». *J Orthop Res*, vol. 26, n° 4, p. 428-34.
- Mosekilde, L., J. Kragstrup et A. Richards. 1987. « Compressive strength, ash weight, and volume of vertebral trabecular bone in experimental fluorosis in pigs ». *Calcif Tissue Int*, vol. 40, n° 6, p. 318-22.
- Nachemson, A. L. 1981. « Disc pressure measurements ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 6, n° 1, p. 93-7.
- Nachemson, A. 1960. « Lumbar intradiscal pressure. Experimental studies on post-mortem material ». *Acta Orthop Scand Suppl*, vol. 43, p. 1-104.
- Netter, Frank H., et Carlos A. Machado. 2003. Interactive Atlas Of Human Anatomy.(Version 3.0). CD ROM.
- Niosi, C. A., et T. R. Oxland. 2004. « Degenerative mechanics of the lumbar spine ». *Spine J*, vol. 4, n° 6 Suppl, p. 202S-208S.
- Noonan, V. K., M. Fingas, A. Farry, D. Baxter, A. Singh, M. G. Fehlings et M. F. Dvorak. 2012. « Incidence and prevalence of spinal cord injury in Canada: a national perspective ». *Neuroepidemiology*, vol. 38, n° 4, p. 219-26.
- Oberkircher, L., M. Schmuck, M. Bergmann, P. Lechler, S. Ruchholtz et A. Kruger. 2016. « Creating reproducible thoracolumbar burst fractures in human specimens: an in vitro experiment ». *J Neurosurg Spine*, vol. 24, n° 4, p. 580-5.

- Ochia, R. S., et R. P. Ching. 2002. « Internal pressure measurements during burst fracture formation in human lumbar vertebrae ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 27, n° 11, p. 1160-7.
- Ochia, R. S., A. F. Tencer et R. P. Ching. 2003. « Effect of loading rate on endplate and vertebral body strength in human lumbar vertebrae ». *J Biomech*, vol. 36, n° 12, p. 1875-81.
- Panjabi, M. M., H. Hoffman, Y. Kato et J. Cholewicki. 2000. « Superiority of incremental trauma approach in experimental burst fracture studies ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 15, n° 2, p. 73-8.
- Panjabi, M. M., Y. Kato, H. Hoffman et J. Cholewicki. 2001. « Canal and intervertebral foramen encroachments of a burst fracture: effects from the center of rotation ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 26, n° 11, p. 1231-7.
- Panjabi, M. M., M. Kifune, L. Wen, M. Arand, T. R. Oxland, R. M. Lin, W. S. Yoon et A. Vasavada. 1995. « Dynamic canal encroachment during thoracolumbar burst fractures ». *J Spinal Disord*, vol. 8, n° 1, p. 39-48.
- Patel, A. A., et A. R. Vaccaro. 2010. « Thoracolumbar spine trauma classification ». *J Am Acad Orthop Surg*, vol. 18, n° 2, p. 63-71.
- Pearce, A. I., R. G. Richards, S. Milz, E. Schneider et S. G. Pearce. 2007. « Animal models for implant biomaterial research in bone: a review ». *Eur Cell Mater*, vol. 13, p. 1-10.
- Pezowicz, C. A., H. Schechtman, P. A. Robertson et N. D. Broom. 2006. « Mechanisms of annular failure resulting from excessive intradiscal pressure: a microstructural-micromechanical investigation ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 31, n° 25, p. 2891-903.
- Polikeit, A., L. P. Nolte et S. J. Ferguson. 2004. « Simulated influence of osteoporosis and disc degeneration on the load transfer in a lumbar functional spinal unit ». *J Biomech*, vol. 37, n° 7, p. 1061-9.
- Qiu, T. X., K. W. Tan, V. S. Lee et E. C. Teo. 2006. « Investigation of thoracolumbar T12-L1 burst fracture mechanism using finite element method ». *Med Eng Phys*, vol. 28, n° 7, p. 656-64.
- Race, A., N. D. Broom et P. Robertson. 2000. « Effect of loading rate and hydration on the mechanical properties of the disc ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 25, n° 6, p. 662-9.

- Reinhold, M., C. Knop, R. Beisse, L. Audige, F. Kandziora, A. Pizanis, R. Pranzl, E. Gercek, M. Schultheiss, A. Weckbach, V. Buhren et M. Blauth. 2010. « Operative treatment of 733 patients with acute thoracolumbar spinal injuries: comprehensive results from the second, prospective, Internet-based multicenter study of the Spine Study Group of the German Association of Trauma Surgery ». *Eur Spine J*, vol. 19, n° 10, p. 1657-76.
- Reinwald, S., et D. Burr. 2008. « Review of nonprimate, large animal models for osteoporosis research ». *J Bone Miner Res*, vol. 23, n° 9, p. 1353-68.
- Rho, J. Y., T. Y. Tsui et G. M. Pharr. 1997. « Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation ». *Biomaterials*, vol. 18, n° 20, p. 1325-30.
- Roaf, R. 1960. « Spinal injuries ». *Burma Med J*, vol. 8, p. 139-43.
- Rodriguez, A. G., A. E. Rodriguez-Soto, A. J. Burghardt, S. Berven, S. Majumdar et J. C. Lotz. 2012. « Morphology of the human vertebral endplate ». *J Orthop Res*, vol. 30, n° 2, p. 280-7.
- Roesler, H. 1987. « The history of some fundamental concepts in bone biomechanics ». *J Biomech*, vol. 20, n° 11-12, p. 1025-34.
- Russell, G., G. Lavoie, R. Evenson, M. Moreau, D. Budney et V. J. Raso. 1992. « A reproducible porcine vertebral fracture for biomechanical testing of spinal fixation devices ». *Clin Orthop Relat Res*, n° 284, p. 267-72.
- Saifuddin, A., H. Noordeen, B. A. Taylor et I. Bayley. 1996. « The role of imaging in the diagnosis and management of thoracolumbar burst fractures: current concepts and a review of the literature ». *Skeletal Radiol*, vol. 25, n° 7, p. 603-13.
- Schechtman, H., P. A. Robertson et N. D. Broom. 2006. « Failure strength of the bovine caudal disc under internal hydrostatic pressure ». *J Biomech*, vol. 39, n° 8, p. 1401-9.
- Schmidt, H., F. Galbusera, A. Rohlmann et A. Shirazi-Adl. 2013. « What have we learned from finite element model studies of lumbar intervertebral discs in the past four decades? ». *J Biomech*, vol. 46, n° 14, p. 2342-55.
- Schmitt, H., M. Grass, V. Rasche, O. Schramm, S. Haehnel et K. Sartor. 2002. « An X-ray-based method for the determination of the contrast agent propagation in 3-D vessel structures ». *IEEE Trans Med Imaging*, vol. 21, n° 3, p. 251-62.
- Schueler, B. A. 2000. « The AAPM/RSNA physics tutorial for residents: general overview of fluoroscopic imaging ». *Radiographics*, vol. 20, n° 4, p. 1115-26.

- Seo, K. S., R. Derby, E. S. Date, S. H. Lee, B. J. Kim et C. H. Lee. 2007. « In vitro measurement of pressure differences using manometry at various injection speeds during discography ». *Spine J*, vol. 7, n° 1, p. 68-73.
- Seibert, J. A. 1997. « The AAPM/RSNA physics tutorial for residents. X-ray generators ». *Radiographics*, vol. 17, n° 6, p. 1533-57.
- Shah, R. V., C. R. Everett, A. M. McKenzie-Brown et N. Sehgal. 2005. « Discography as a diagnostic test for spinal pain: a systematic and narrative review ». *Pain Physician*, vol. 8, n° 2, p. 187-209.
- Sharma, M., N. A. Langrana et J. Rodriguez. 1998. « Modeling of facet articulation as a nonlinear moving contact problem: sensitivity study on lumbar facet response ». *J Biomech Eng*, vol. 120, n° 1, p. 118-25.
- Shin, D. A., H. I. Kim, J. H. Jung, D. G. Shin et J. O. Lee. 2006. « Diagnostic relevance of pressure-controlled discography ». *J Korean Med Sci*, vol. 21, n° 5, p. 911-6.
- Shirado, O., K. Kaneda, S. Tadano, H. Ishikawa, P. C. McAfee et K. E. Warden. 1992. « Influence of disc degeneration on mechanism of thoracolumbar burst fractures ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 17, n° 3, p. 286-92.
- Shuman, W. P., J. V. Rogers, M. E. Sickler, J. A. Hanson, J. P. Crutcher, H. A. King et L. A. Mack. 1985. « Thoracolumbar burst fractures: CT dimensions of the spinal canal relative to postsurgical improvement ». *AJR Am J Roentgenol*, vol. 145, n° 2, p. 337-41.
- Singh, A., L. Tetreault, S. Kalsi-Ryan, A. Nouri et M. G. Fehlings. 2014. « Global prevalence and incidence of traumatic spinal cord injury ». *Clin Epidemiol*, vol. 6, p. 309-31.
- Smit, T. H. 2002. « The use of a quadruped as an in vivo model for the study of the spine - biomechanical considerations ». *Eur Spine J*, vol. 11, n° 2, p. 137-44.
- Smit, T. H., A. Odgaard et E. Schneider. 1997. « Structure and function of vertebral trabecular bone ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 22, n° 24, p. 2823-33.
- Sundgren, P. C., M. Philipp et P. V. Maly. 2007. « Spinal trauma ». *Neuroimaging Clin N Am*, vol. 17, n° 1, p. 73-85.
- Thiele, O. C., C. Eckhardt, B. Linke, E. Schneider et C. A. Lill. 2007. « Factors affecting the stability of screws in human cortical osteoporotic bone: a cadaver study ». *J Bone Joint Surg Br*, vol. 89, n° 5, p. 701-5.
- Thomsen, J. S., E. N. Ebbesen et L. Mosekilde. 2002. « Zone-dependent changes in human vertebral trabecular bone: clinical implications ». *Bone*, vol. 30, n° 5, p. 664-9.

- Tian, Y., Y. Zhu, B. Yin, F. Zhang, B. Liu, W. Chen et Y. Zhang. 2016. « Age- and gender-specific clinical characteristics of acute adult spine fractures in China ». *Int Orthop*, vol. 40, n° 2, p. 347-53.
- Tran, N. T., N. A. Watson, A. F. Tencer, R. P. Ching et P. A. Anderson. 1995. « Mechanism of the burst fracture in the thoracolumbar spine. The effect of loading rate ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 20, n° 18, p. 1984-8.
- Tremblay, J., V. Brailovski, J. M. Mac-Thiong et Y. Petit. 2015. « Factors affecting intradiscal pressure measurement during in vitro biomechanical tests ». *Scoliosis*, vol. 10, n° Suppl 2, p. S1.
- Tsai, K. H., G. L. Chang et R. M. Lin. 1997. « Differences in mechanical response between fractured and non-fractured spines under high-speed impact ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 12, n° 7-8, p. 445-451.
- Turker, M., G. Tezeren, M. Tukenmez et S. Percin. 2005. « Indirect spinal canal decompression of vertebral burst fracture in calf model ». *Arch Orthop Trauma Surg*, vol. 125, n° 5, p. 336-41.
- Vaccaro, A. R., R. A. Lehman, Jr., R. J. Hurlbert, P. A. Anderson, M. Harris, R. Hedlund, J. Harrop, M. Dvorak, K. Wood, M. G. Fehlings, C. Fisher, S. C. Zeiller, D. G. Anderson, C. M. Bono, G. H. Stock, A. K. Brown, T. Kuklo et F. C. Oner. 2005. « A new classification of thoracolumbar injuries: the importance of injury morphology, the integrity of the posterior ligamentous complex, and neurologic status ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 30, n° 20, p. 2325-33.
- Van der Houwen, E. B., P. Baron, A. G. Veldhuizen, J. G. Burgerhof, P. M. van Ooijen et G. J. Verkerke. 2010. « Geometry of the intervertebral volume and vertebral endplates of the human spine ». *Ann Biomed Eng*, vol. 38, n° 1, p. 33-40.
- Veres, S. P., P. A. Robertson et N. D. Broom. 2008. « ISSLS prize winner: microstructure and mechanical disruption of the lumbar disc annulus: part II: how the annulus fails under hydrostatic pressure ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 33, n° 25, p. 2711-20.
- Veres, S. P., P. A. Robertson et N. D. Broom. 2010a. « The influence of torsion on disc herniation when combined with flexion ». *Eur Spine J*, vol. 19, n° 9, p. 1468-78.
- Veres, S. P., P. A. Robertson et N. D. Broom. 2010b. « ISSLS prize winner: how loading rate influences disc failure mechanics: a microstructural assessment of internal disruption ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 35, n° 21, p. 1897-908.

- Verlaan, J. J., E. B. van de Kraats, F. C. Oner, T. van Walsum, W. J. Niessen et W. J. Dhert. 2005. « The reduction of endplate fractures during balloon vertebroplasty: a detailed radiological analysis of the treatment of burst fractures using pedicle screws, balloon vertebroplasty, and calcium phosphate cement ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 30, n° 16, p. 1840-5.
- Vertical Health. 1999. « spine universe ». In *spine universe*. Consulté le 18 mai 2016.
- Walker, J., 3rd, O. El Abd, Z. Isaac et S. Muzin. 2008. « Discography in practice: a clinical and historical review ». *Curr Rev Musculoskelet Med*, vol. 1, n° 2, p. 69-83.
- Wang, B., K. E. Roach, A. L. Kapron, N. M. Fiorentino, C. L. Saltzman, M. Singer et A. E. Anderson. 2015. « Accuracy and feasibility of high-speed dual fluoroscopy and model-based tracking to measure in vivo ankle arthrokinematics ». *Gait Posture*, vol. 41, n° 4, p. 888-93.
- Wang, H., Y. Zhang, Q. Xiang, X. Wang, C. Li, H. Xiong et Y. Zhou. 2012. « Epidemiology of traumatic spinal fractures: experience from medical university-affiliated hospitals in Chongqing, China, 2001-2010 ». *J Neurosurg Spine*, vol. 17, n° 5, p. 459-68.
- Wang, J., et T. J. Blackburn. 2000. « The AAPM/RSNA physics tutorial for residents: X-ray image intensifiers for fluoroscopy ». *Radiographics*, vol. 20, n° 5, p. 1471-7.
- Wang, X. Y., L. Y. Dai, H. Z. Xu et Y. L. Chi. 2007a. « A comparison of single and incremental impact approaches for producing experimental thoracolumbar burst fractures ». *J Neurosurg Spine*, vol. 7, n° 2, p. 199-204.
- Wang, X. Y., L. Y. Dai, H. Z. Xu et Y. L. Chi. 2007b. « The load-sharing classification of thoracolumbar fractures: an in vitro biomechanical validation ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 32, n° 11, p. 1214-9.
- Wang, Y., M. C. Battie et T. Videman. 2012. « A morphological study of lumbar vertebral endplates: radiographic, visual and digital measurements ». *Eur Spine J*, vol. 21, n° 11, p. 2316-23.
- White, A.A., et M.M. Panjabi. 1990. *Clinical biomechanics of the spine*. Lippincott.
- Whitesides, T. E., Jr. 1977. « Traumatic kyphosis of the thoracolumbar spine ». *Clin Orthop Relat Res*, n° 128, p. 78-92.
- Wilcox, R. K., D. J. Allen, R. M. Hall, D. Limb, D. C. Barton et R. A. Dickson. 2004. « A dynamic investigation of the burst fracture process using a combined experimental and finite element approach ». *Eur Spine J*, vol. 13, n° 6, p. 481-8.

- Wilke, H. J., J. Geppert et A. Kienle. 2011. « Biomechanical in vitro evaluation of the complete porcine spine in comparison with data of the human spine ». *Eur Spine J*, vol. 20, n° 11, p. 1859-68.
- Wilke, H. J., P. Neef, M. Caimi, T. Hoogland et L. E. Claes. 1999. « New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 24, n° 8, p. 755-62.
- Willen, J., S. Lindahl, L. Irstam, B. Aldman et A. Nordwall. 1984. « The thoracolumbar crush fracture. An experimental study on instant axial dynamic loading: the resulting fracture type and its stability ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 9, n° 6, p. 624-31.
- Wood, K. B., G. Khanna, A. R. Vaccaro, P. M. Arnold, M. B. Harris et A. A. Mehbod. 2005. « Assessment of two thoracolumbar fracture classification systems as used by multiple surgeons ». *J Bone Joint Surg Am*, vol. 87, n° 7, p. 1423-9.
- Yingling, V. R., J. P. Callaghan et S. M. McGill. 1997. « Dynamic loading affects the mechanical properties and failure site of porcine spines ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 12, n° 5, p. 301-305.
- Yoganandan, N., D. J. Maiman, F. Pintar, G. Ray, J. B. Myklebust, A. Sances, Jr. et S. J. Larson. 1988. « Microtrauma in the lumbar spine: a cause of low back pain ». *Neurosurgery*, vol. 23, n° 2, p. 162-8.
- Zhao, F. D., P. Pollintine, B. D. Hole, M. A. Adams et P. Dolan. 2009. « Vertebral fractures usually affect the cranial endplate because it is thinner and supported by less-dense trabecular bone ». *Bone*, vol. 44, n° 2, p. 372-9.